

ZUR RHEOLOGIE DES
HYALINEN GELENKKNORPELS

DISSERTATION

MAX ROTH

1975

AUS DER ORTHOPÄDISCHEN KLINIK DER UNIVERSITÄT
MÜNCHEN

DIREKTOR: PROF. DR. A. N. WITT

ZUR RHEOLOGIE DES HYALINEN GELENKKNORPELS

Mechanische Untersuchungen des
Kniegelenkknorpels nach Immo-
bilisation und Kompression im
Tierversuch

INAUGURAL-DISSERTATION

ZUR ERLANGUNG DER DOKTORWÜRDE IN DER GE-
SAMTEN MEDIZIN AN DER LUDWIGS-MAXIMILIAN-
UNIVERSITÄT MÜNCHEN

vorgelegt von

Max Roth

aus

Traunreut

Jahr

1975

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Privatdozent Dr. H. J. REFIOP

Mitberichterstatter: Prof. Dr. A. N. Witt

Dekan: Prof. Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 29.7.1975



INHALTSVERZEICHNIS

I. Einführung in die Problemstellung	S. 1-16
a) Allgemeine Einleitung	
b) Literaturübersicht zur Morphologie des hyalinen Knorpels	
c) Literaturübersicht zur Rheologie des Knorpels	
d) Fragestellung	
II. Mechanische Funktion des Kniegelenkknorpels	S. 17-24
a) Der funktionelle Bau des Gelenkknorpels	
b) Art der funktionellen Beanspruchung	
c) Druckbeanspruchung der Gelenkflächen	
III. Methode, Versuchsanordnung und Material	S. 25-41
a) Rheologische Problemstellung	
b) Versuchsanordnung	
IV. : Untersuchungsergebnisse	S. 42-60
a) der Elastizitätsmessungen	
b) der Dickenmessungen	
c) Fehlerrechnung	
V. Diskussion der Untersuchungsergebnisse	S. 61-89
a) Elastizität	
b) Dicke	
VI. Zusammenfassung	S. 90-93
VII. Literaturverzeichnis , Nachwort	S. 94-116

I. Historisch - literarischer Überblick

Biomechanischen Problemen wird in steigendem Maße besonders in der orthopädischen Chirurgie Aufmerksamkeit geschenkt. Dieses Interesse ist zugleich Ausdruck für eine zunehmende interdisziplinäre Zusammenarbeit von Technikern und Medizinern. Daß hierbei vor allen Dingen Knochen, Bänder, Sehnen und Gelenke - und da besonders der Knorpel - Berücksichtigung finden, liegt in deren Funktion als Stützgewebe begründet. Es scheint zudem überzeugend, daß Gewebe, die eine mechanische Funktion im Körper zu erfüllen haben, auf ihre mechanische Bedeutung hin geprüft und nicht nur der morphologischen Betrachtungsweise zugänglich gemacht werden. Im Vordergrund des Interesses steht der physiologische Zustand der Gewebe, aber auch dessen Wechselbeziehung zu pathologischen Prozessen. Hier wird die Frage nach Altersveränderungen häufig diskutiert.

Die Genese bestimmter Krankheitsbilder scheint zumindest nicht unwesentlich von biomechanischen Veränderungen - etwa Elastizitätsverlusten - beeinflusst zu werden.

Ziel aller Bemühungen auf biomechanischem Gebiet muß es sein, physikalische Abweichungen bestimmter Gewebe von der physiologischen Norm, seien sie durch Alter, Konstitution oder Krankheit bedingt, zu entdecken.

Der Gelenkknorpel nimmt, was wiederum in der Funktion begründet ist, eine wichtige Stellung in diesen biomechanischen Untersuchungen ein. Durch seine Formbarkeit und seine Druckbeanspruchung bieten sich bei ihm Elastizitätsmessungen als eine geeignete mechanische Prüfung geradezu an. Das Wissen um diese Eigenschaften hat schon in der Mitte des vergangenen Jahrhunderts zu Versuchen auf diesem Gebiet geführt.

Gleichzeitig, aber mit weitaus größerer Intensität, wurde damit begonnen, den Gelenkknorpel hinsichtlich seiner Morphologie zu untersuchen. Die ersten Arbeiten befaßten sich mit der Frage nach der Homogenität des hyalinen Knorpels. TILLMANN H. und V.v.EBNER (1874 und 1882) konnten den Fibrillenverlauf im Gelenkknorpel nachweisen. In welcher Art von Grundsubstanz diese Fibrillen eingelagert sind, wurde von C.T. MÖPNER (1888),



Digitized by the Internet Archive
in 2026

O. SCHMIEDEBERG (1891) und von F.C.C. HANSEN (1905) erarbeitet. Mit der Erkenntnis, daß die Fibrillen aus Kollagen aufgebaut sind und die Grundsubstanz aus Chondroitinschwefelsäure besteht, war ein wesentlicher Schritt zur Aufklärung der Knorpelstruktur getan.

Das Ineinandergreifen von kollagenen Fibrillen, Grundsubstanz und Zellen war der nächste Punkt, der einer Klärung bedurfte. F.C.C. HANSEN beschrieb einen konzentrischen Verlauf der Fibrillen um einzelne Zellgruppen herum und den linearen Verlauf der Fibrillen zwischen den Zellgruppen. Der Begriff des "Territoriums" wurde von SCHAFFER J. (1901 und 1906) eingeführt und erklärt. Dieser bezeichnet eine oder mehrere Zellen, die von einer fibrillären Kapsel und von konzentrisch angeordneter Grundsubstanz umgeben wird.

BENNINGHOFF (1922) ersetzt den Begriff "TERRITORIUM" durch den Ausdruck "Chondron" und führt aus, daß die einzelnen Chondrone durch ein s-förmiges Fibrillensystem miteinander in Verbindung stehen.

Nach BENNINGHOFF (1922) wird der Gelenkknorpel in vier unterschiedliche Schichten eingeteilt: die an den Knochen grenzende verkalkte Knorpelschicht, die Radiärschicht, die Arkadenschicht und die oberflächliche Tangentialschicht.

Die Fibrillenanordnung der verschiedenen Schichten, auf die an anderer Stelle noch näher eingegangen werden muß, läßt nach BENNINGHOFF Rückschlüsse auf die Kompressibilität des Gelenkknorpels zu.

BENNINGHOFFS Betrachtungen führten damit von einer rein morphologischen Betrachtungsweise fort. Er suchte Zusammenhänge zwischen der Morphologie und der Funktion (1925).

Der Gelenkknorpel besitzt, wie auch die Untersuchungen von W. LUBOSCH (1927, 1938), H. BOR-MUTH (1933) und F. LEPPERT (1933, 1934) ergeben haben, eine hohe funktionelle Anpassung. Auch die Frage nach der Entstehung der Strukturen und ihren Umbauvorgängen nach veränderter Funktion wird diskutiert.

Das Wachstum des Knorpelgewebes erfolgt durch Vermehrung der Grundsubstanz und mitotische bei

unreifem Knorpel bzw. amitotische Zellteilung bei reifem Knorpel (J.SCHAFFER 1930, W.BAUER, ROPES, WAINE 1940). Es wird auch darauf hingewiesen, daß bei gesteigertem Bewegungsumfang ein vermehrtes Wachstum erfolgt, und es wird vermutet, daß dieses Wachstum in der Arkadenschicht des Knorpels erfolgt. P.OTTE (1965) stellte fest, daß das Teilungswachstum in den obersten Schichten des Gelenkknorpels stattfindet. Allerdings hat nach seiner Auffassung der Gelenkknorpel in seinen mittleren Schichten den größten Grundsubstanzanteil, da die Chondrozyten bei gleichbleibender Grundsubstanzproduktion ihre Position im Gelenkknorpel verändern, bis sie hypertrophiert in den mittleren Schichten angelangt sind.

Hinsichtlich der Regenerationsfähigkeit des Gelenkknorpels konnten bisher eindeutige Angaben nicht gemacht werden. Die Auffassungen in der Literatur sind bis heute geteilt. Nach SOKOLOFF (1969) kann angenommen werden, daß die Regenerationsfähigkeit sehr gering ist und nur eine unwesentliche Bedeutung im physiologischen Verhalten des Gelenkknorpels hat. G.A.BENNET,

W. BAUER und S.J. MADDOCK (1932) deuten an, daß belastete Knorpelflächen eine höhere proliferative Aktivität aufweisen als unbelastete.

Dies kann wieder als ein Hinweis gelten, die mechanischen Verhältnisse des Gelenkknorpels zu untersuchen. Dementsprechend wurden zahlreiche Untersuchungen gemacht.

RAUBER (1876) befaßte sich als erster mit Elastizitäts- und Festigkeitsproblemen am menschlichen Knorpel. Er beschränkte sich allerdings auf den Rippenknorpel und berechnete für diesen aus kleinen Knorpelstücken einen Elastizitätsmodul von $0,375 \text{ kg/mm}^2$.

MESSERER (1880) machte auf die Mängel der Rauber'schen Ergebnisse aufmerksam, indem er den Rückschluß von Elastizitätsmessungen an kleinen Teilstücken auf die Gesamtelastizität des Gelenkknorpels anzweifelte.

TRIEPEL (1908) fand in niedrigen Druckbereichen den Elastizitätsmodul ebenso groß wie RAUBER, bei stärkerem Druck aber größer. Ferner hat er in

seinen Untersuchungen festgehalten, daß die Druckfestigkeit des Knorpels größer ist als seine Zugfestigkeit. Außerdem übertreffe die Druckfestigkeit des Gelenkknorpels die physiologische Beanspruchungsnorm um das Zehnfache.

E.BÄR (1926) stellt fest, daß der Gelenkknorpel eine elastische Nachwirkung besitzt. Zudem zeige er bei lange andauernder Druckbelastung ein schlechteres elastisches Verhalten als bei kurzdauernden Belastungen (Abb.1). Die Gelenkknorpel seien, wie schon FÜRBRINGER (1888) und LUBOSCH (1910) vermuteten, stets weicher als die Gelenkköpfe. BÄR weist auch nach, daß Veränderungen am Knorpel - gleichgültig welcher Genese - Elastizitätsverluste im Sinne einer Erweichung hervorruften; ebenso sei es mit Knorpelstellen, die einer besonderen Beanspruchung unterliegen.

GRÖCKE (1927) führte Elastizitätsstudien am Gelenkknorpel unter besonderer Berücksichtigung von Altersveränderungen durch. Er stellt fest, daß das Spannungs-Dehnungsdiagramm des Knorpels eine charakteristische Form besitzt, daß Formbarkeit und Festigkeit des Knorpels im Alter abnehmen,

und daß der Gelenkknorpel gleichsinnige physikalische Gütezahlen besitzt (Abb.2).

C.JAKOBSONS (1938) machte Versuche an Kaninchen verschiedenen Alters. Danach besitzt normaler Knorpel in jedem Alter eine charakteristische Elastizitätskurve. Mit zunehmendem Alter verliert der Knorpel seine elastischen Fähigkeiten, ebenso bei Veränderungen im Sinne einer Arthrosis deformans.

C.HIRSCH (1944) beobachtete ebenso wie BÄR, daß der Zeitfaktor bei der Belastung des Knorpels einen erheblichen Einfluß auf das elastische Verhalten besitzt. Zeitlich lange dauernde oder oftmals wiederholte Belastung verschlechtert die Elastizität des Knorpels. Weiterhin beobachtete er, daß die Größe der verursachten Deformation vom Radius des auf den Knorpel einwirkenden Prüfgerätes abhängig ist (Abb. 3) Er berechnete relative Elastizitätsmodule, wodurch seine Ergebnisse zahlenmäßig leider nicht vergleichbar sind.

M.CAMOSSO und G.MARIOTTI (1962) setzten den Gelenkknorpel von Rindercarpalknochen unter beständig

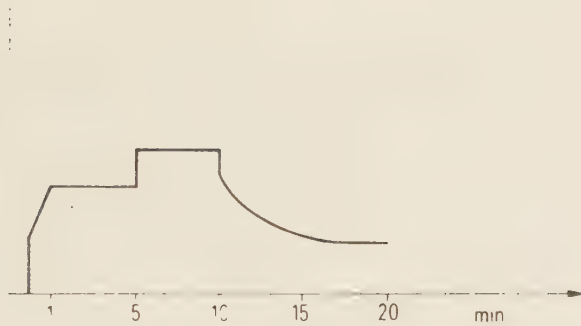


Abb. 1 Kurvenverlauf bei lang- und kurzdauernder Belastung
Gewicht 500g, Pelott 3mm Durchmesser
Abbildung nach E. Bar

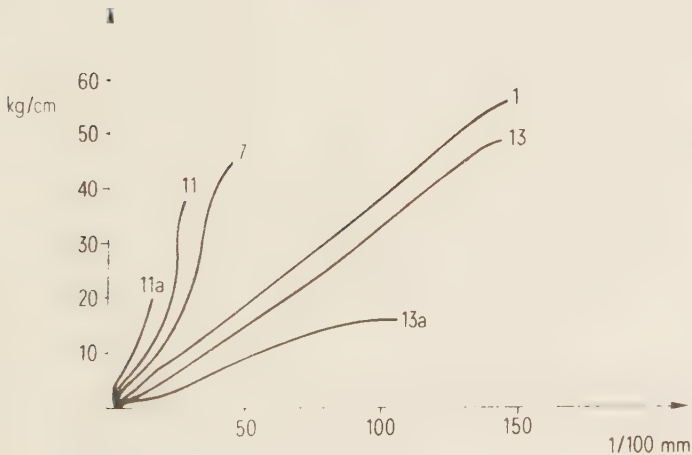


Abb. 2 Arbeitskurven von Kniegelenksknorpel
Abbildung nach Gocke

11 : ♂ 60 J. frisch

11a : ♂ 60 J. gehämmert

7 : ♂ 59 J. frisch

1 : ♀ 22 J. frisch

13 : ♂ ½ J. frisch

13a : ♂ ½ J. gehämmert

anwachsenden Druck, bis er brach. Dabei fanden sie im Knorpel einen bemerkenswerten Grad an Plastizität. Diese Autoren heben hervor, daß die verschiedenen Knorpelzonen unterschiedliche Funktionen besitzen, um der Druckbelastung widerstehen zu können. Das mechanische Verhalten des Gelenkknorpels sei auch abhängig vom Alter.

J.M.ZAREK und J.EDWARDS (1963, 1964, 1966) untersuchten die Einwirkung von Spannungen auf die Struktur des Knorpels. Sie weisen besonders darauf hin, daß der Flüssigkeitsgehalt des Knorpels einen erheblichen Einfluß auf das elastomechanische Verhalten des Knorpels besitzt. Danach erholen sich die Chondrocyten nach Druckeinwirkung fast wieder vollständig durch Reabsorption von Flüssigkeit, und bei Belastung wird nur ein Teil der Kraft vom Gelenkknorpel selbst getragen, der Rest von der Gelenkflüssigkeit.

L.SOKOLOFF (1963, 1964, 1966) hat wichtige Untersuchungen durchgeführt, u.a. hat er die Beeinflussung des Gelenkknorpels durch verschiedene Flüssigkeiten studiert. Dabei stellte er fest, daß das elastische Verhalten des Knorpels durch

Variation des pH-Wertes beeinflusst werden kann. Bei polyvalenten Kationen ist das Deformationsvermögen erhöht im Gegensatz zu monovalenten. Bei Durchführung der Versuche an der Luft wurde ein schlechtes Erholungsvermögen des Knorpels beobachtet, sodaß die Deformation bestehen blieb, auch nachdem die einwirkende Kraft entfernt war. Er deutet ferner einen Zusammenhang zwischen den elastischen Möglichkeiten des Knorpels und dem Schwellungszustand der Grundsubstanz an.

Die in seinen Versuchen erhaltenen Deformationskurven entsprechen nicht dem Hook'schen Gesetz. Weitere wichtige Feststellungen sind, daß die Kompressibilität des Knorpels an ein und demselben Gelenk an verschiedenen Stellen sehr unterschiedlich ist, und daß nur geringfügige Altersunterschiede sowohl im Deformationsvermögen als auch in der Erholungsphase des Knorpels gefunden wurden.

KRAKOVITS (1969) untersuchte am Femurkopf die Elastizität des Gelenkknorpels in Abhängigkeit vom Alter. Hierbei beobachtete er ein Nachlassen der Elastizität mit fortschreitendem Alter, das am deutlich-

sten an jenen Stellen hervortrat, die durch Belastung besonders beansprucht waren. Die Entstehung einer Arthrose sei durch die verschiedenen Spannungszustände am Knorpel mechanisch erklärbar.

E.L. RADIN und Mitarbeiter (1970) stellten Vergleiche zwischen Knochen und Knorpel an. Danach besitzt der subchondrale Knochen eine zehnfach höhere Härte als der Gelenkknorpel. Unter physiologischen Belastungen habe die Synovialflüssigkeit keinen Einfluß auf die Widerstandsfähigkeit des Knorpels, nur bei kleinen Belastungen scheint der mit Synovialflüssigkeit benetzte Knorpel härter zu sein als solcher mit Pufferlösungen. Die Untersuchungen lassen den Schluß zu, daß Veränderungen am subchondralen Knochen einen wichtigen Einfluß auf das Vermögen des Knochen-Knorpel-Systems besitzen, Druckkräften zu widerstehen.

SCHNEIDER und LICHTÉ (1970) haben im Gegensatz dazu festgestellt, daß unter extremer Beanspruchung Synovialflüssigkeit aus dem Gelenkspalt austritt, und daß damit ein ursächlicher Zusammenhang zwischen Überbeanspruchung und Verschleiß

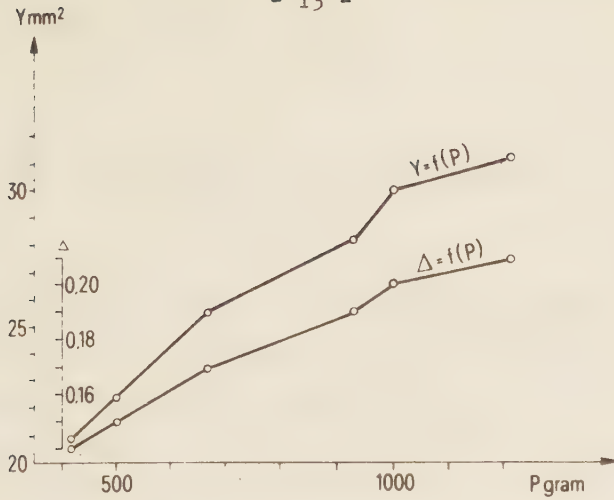


Abb. 3 Curves showing the size of the deformation and contact surface as a function of the loading

Abbildung nach C. Hirsch

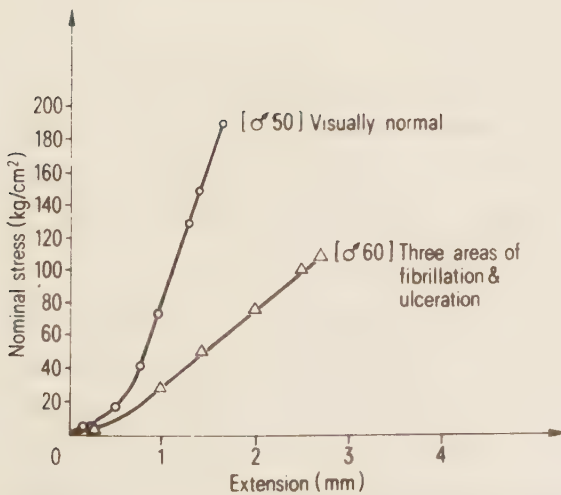


Abb. 4 Stress versus extension for the surface layers of two specimens

Abbildung nach Kempson

des Gelenkes im Sinne einer Arthrose gegeben ist.

COLETTI und Mitarbeiter (1971) prüften normalen Gelenkknorpel und Arthroplastiken auf ihre mechanischen Unterschiedlichkeiten. Bei allen Versuchen zeigte sich, daß der Gelenkknorpel wesentlich bessere mechanische Eigenschaften besitzt als die Arthroplastik. Die Nichtlinearität des Spannungs-Dehnungsdiagramms beim Gelenkknorpel wird erklärt mit der Feststellung, daß sich die Kollagenfibrillen unter Belastung in einem rechten Winkel zur Belastungsrichtung orientieren (Abb.5).

G.E.KEMPSON, M.A.R.FREEMAN und S.A.V. SWANSON (1967, 1968, 1969, 1971) untersuchten den Femurkopf hinsichtlich seiner Elastizitätsverhältnisse. Sie stellten fest, daß jeder Femurkopf Bezirke verschiedener Härtegrade aufweist. Aus diesem Grund fertigten sie für den Femurkopf landkartenähnliche Zeichnungen an, die solche Bezirke gleicher Härte zusammenfassen. In weiten Grenzen weisen Gelenke verschiedener Individuen Ähnlichkeiten auf. Die Bezirke untereinander

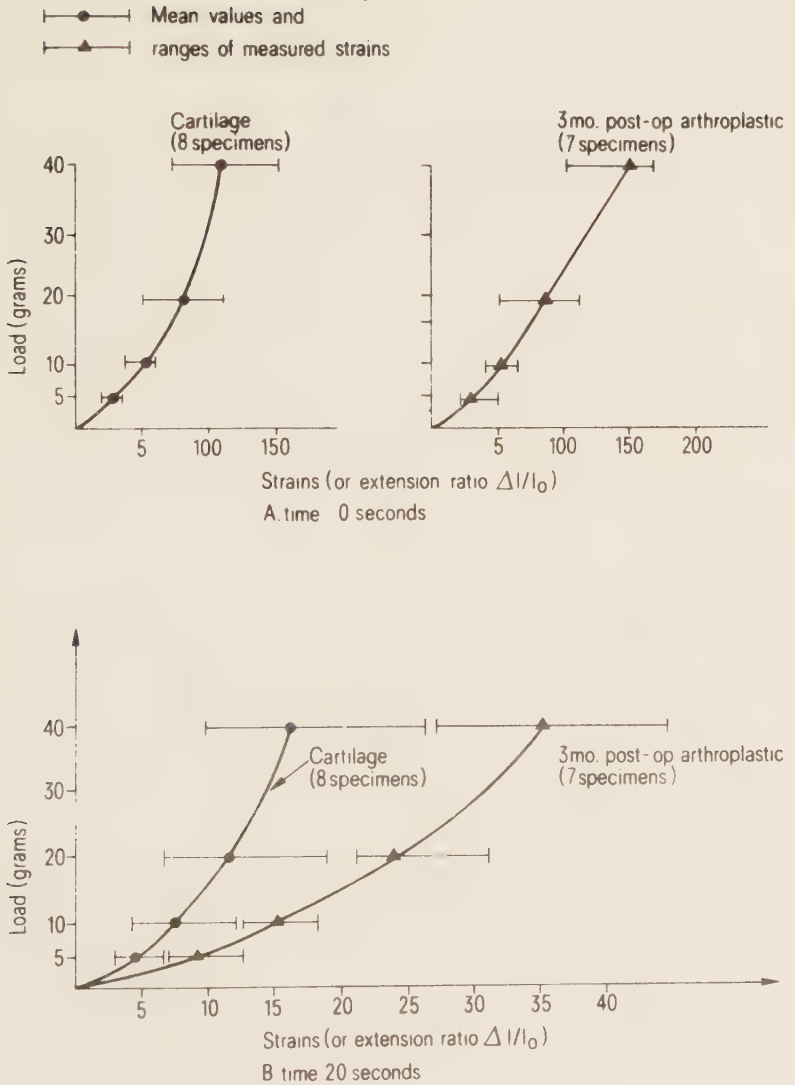


Abb 5 Load-deformation diagrams of normal cartilage and three months postoperative arthroplastic surfaces At $t=0$ and $t=20$ seconds

Abbildung nach J M Coletti

zeigen eine große Streuung der Deformationsmöglichkeiten. Die am stärksten belasteten Zonen zeigen die größte Widerstandsfestigkeit. Zudem ist die Härte von der Orientierung der Kollagenfasern abhängig. Ihre Versuche ergaben, daß mit dem Grad der Knorpeldegeneration eine Erweichung des Knorpels einhergeht, was aus der makroskopischen Betrachtung noch nicht zu erkennen ist (Abb.4).

In Kenntnis der aufgeführten Ergebnisse interessierte uns nun die Frage, inwieweit Immobilisation und Kompression im Tierversuch in Abhängigkeit von der Zeit Veränderungen im elastischen Verhalten des Gelenkknorpels bewirken.

Dazu wurde in Anlehnung an TRUETA (1956), SALTER und FIELD (1960), TRIAS (1961) und CRELIN und SOUTHWICK (1964) ein Modell zur experimentellen Arthroseentstehung benutzt, das eine genau definierte mechanische Alteration bewirkt.

II. Die mechanische Funktion des Kniegelenkknorpels

R. FICK (1904) und A. BENNINGHOFF (1938) vertreten die Ansicht, daß der Gelenkknorpel eine funktionelle Anpassung besitzt. HOLMDAHL und INGELMARK (1948) lassen diese Behauptung nicht unbestritten. Die funktionelle Bedeutung der Struktur des Gelenkknorpels jedoch wird von allen Untersuchern bejaht.

SCHAFFER (1911) schreibt den Territorien eine wichtige mechanisch-funktionelle Bedeutung zu. Von ihnen sei die Druckelastizität des Gelenkknorpels abhängig. Auch BENNINGHOFF erklärt, daß die physikalischen Eigenschaften des Knorpels ganz wesentlich von den Territorien geprägt sind.

Es fragt sich nun, welche funktionellen Möglichkeiten sich in diesem Strukturprinzip verkörpern. Für eine mechanische Auffassung der Dinge stellen die Territorien zunächst Hohlkörper mit scharf begrenzter Begrenzung dar, also annähernd Hohlkugeln. Diese Hohlkörper zeichnen sich vor den Vollkörpern durch eine leichte elastische

Deformierbarkeit aus. Eine solche Hohlkugel leistet in keiner Richtung einen bevorzugten Widerstand gegen Druckeinwirkung; sie bleibt in dieser Hinsicht indifferent; sie bietet auch keine Angriffsfläche für primären Zug und scheint somit geeignet, dem Druck aus jeder beliebigen Richtung gleichmäßig zu widerstehen." (BENNINGHOFF 1922)

J.M. ZAREK und J. EDWARDS (1963) erklären dagegen, daß der Flüssigkeitsgehalt des Gelenkknorpels einen ganz entscheidenden Einfluß auf die Elastizitätsverhältnisse habe. Jedoch entsprechen nach ihren Angaben die oberflächlichen Fasern genau den Belastungstrajektoren; im Gegensatz dazu sollen die tiefen Fasern in ihrer Anordnung keinerlei mechanische Anordnung besitzen.

Die Pufferwirkung des Gelenkknorpels kommt dadurch zustande, daß eine Zerlegung des Druckes in zwei Komponenten erfolgt. Jede Krafteinwirkung auf den Gelenkknorpel ruft zunächst eine Abflachung der Arkadensysteme in Richtung des Druckes hervor und dann dazu senkrecht eine entsprechende

Verbreiterung.

"So wird jeder momentane und mechanische Insult durch Dämpfung und Verteilung unschädlich gemacht."
(GEBHARDT 1911)

Es stellt sich nun die Frage, welcher Beanspruchung der Gelenkknorpel physiologischerweise ausgesetzt ist. Im Grundprinzip beruht sie auf zwei verschiedenen Mechanismen; zum ersten auf den Kräften, durch die benachbarte Knochen aufeinandergepreßt werden, und zum zweiten durch die Reibung, die bei den Gelenkbewegungen entsteht.

Die Analyse der den Druck bewirkenden Kräfte ergibt zahlreiche Einzelfaktoren. Der Zusammenhalt der Gelenkflächen wird vorwiegend durch die Spannung der die Gelenke umgebenden Muskel bedingt. Da die Muskeln dauernd über ihre natürliche Länge gedehnt sind, ist dieser Druck ohne Unterbrechung wirksam, wenn auch seine Stärke - etwa bei Kontraktionen - schwankt. Als weitere Einzelfaktoren können die Gelenkbänder und Fascien gewertet werden. Auch die Körperlast, der atmosphärische Druck und die Adhäsion sind wichtige

Faktoren für die Aufrechterhaltung der Gelenkstabilität.

Über die Bedeutung der Reibung schreibt BENNINGHOFF: "Sie wird oftmals überschätzt. Jedoch wird sie durch die Glätte des Knorpels und die Schlüfrigkeit der Gelenkflüssigkeit derart vermindert, daß man die Gelenke als reibungslos betrachten kann. In Übereinstimmung dazu steht die Tatsache, daß im Verlauf der Knorpelfibrillen keine Beziehung zur Reibung erkennbar ist."

Somit ist die Summe der Druckkräfte die ursächliche Beanspruchung des Gelenkknorpels. Das Gleiten der Gelenkknorpel gegeneinander bewirkt lediglich eine ständige Druckverteilung auf wechselnde Gelenkknorpelbezirke. Die Deformierbarkeit des Knorpels erlaubt es, daß ein statisch wirkender Druck sich auf eine große Fläche verteilt, während ein dynamisch wirkender Druck zum Teil in Formänderungsarbeit, zum anderen in Dehnung umgesetzt wird.

BENNINGHOFF schreibt, daß bei inkongruenten Gelenken der Druck nicht nur senkrecht zur Knorpel-

oberfläche, sondern zugleich gegen die Gesamt-
oberfläche geneigt ist. In diesem Fall besitzt
der Druck eine tangentielle Komponente, die als
Schub wirksam wird. Somit ist auch der Schub eine
mechanische Beanspruchungsart des Knorpels.

Hat der Gelenkknorpel durch seine Deformier-
barkeit eine maximale Kontaktfläche erreicht, dann
bedeutet jede Zunahme der drückenden Kraft eine
Vermehrung des auf die Flächeneinheit lastenden
Druckes. Der Gesamtdruck am Gelenkknorpel ist nur
als relative Größe zu bewerten, ebenso die Zeit,
bei der zu beachten wäre, ob einzelne Stellun-
gen besonders häufig eingenommen werden.

Praktisch läuft es darauf hinaus, daß man fest-
zustellen sucht, ob und wo unter Umständen ein
relativ großer Druck häufig auf einer umschrie-
benen Gelenkfläche lastet.

SCHALLOCK betont, dass die Flächen der beiden
Femurrollen, die hauptsächlich durch Druck be-
lastet werden, verhältnismäßig klein sind,
selbst dann, wenn in Folge der Plastizität
des Knorpels das Körpergewicht die Berührungs-

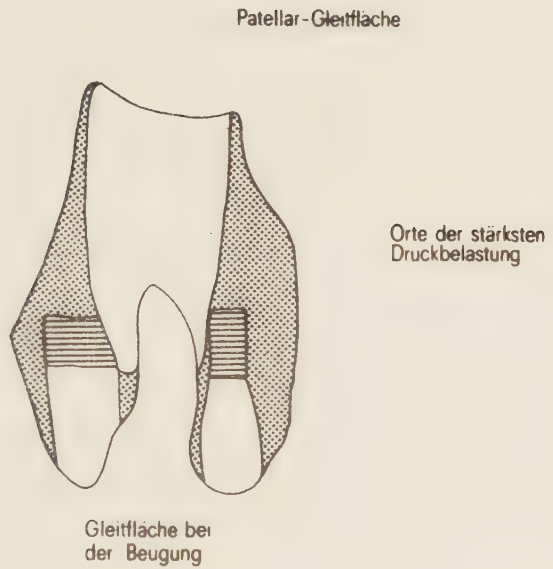


Abb. 5a Schematische Darstellung der verschiedenen Belastungsarten am Femurknorren
Abbildung nach Schallock

flächen vergrößert. Allgemein sei die Auflagefläche des lateralen Condylus größer als die des medialen. Da sich bei Gehbewegungen das Gesamt-körpergewicht sowohl auf die Patellargleitfläche wie auf die Condylengleitfläche verteilt, stellt die Druckeinwirkung an beiden Gelenkflächen nur einen Teil der Druckeinwirkung dar, die auf einem Druckzentrum lastet. (Abb.5a)

Am Tibiakopf sind nach SCHALLOK hauptsächlich die zentralen von den Menisci freigelassenen Stellen durch Druck belastet. Bei allen Bewegungen werden die Menisci soweit als möglich beiseite geschoben und erst bei stärksten Beuge- oder Rotationsbewegungen kommt auf sie eine Druckeinwirkung zustande. Am Tibiakopf sind die Druckverhältnisse somit relativ einfach zu beurteilen.

PANU (1967) weist darauf hin, daß für die mechanische Funktion des Gelenkknorpels eine Reihe von Faktoren eine bedeutende Rolle spielen, so vor allem biochemische Vorgänge, alters- und geschlechtsabhängige Varianten, die Mikromorphologie, der Flüssigkeitsgehalt und regionale Unterschiede

auf einer einzigen Gelenkfläche.

III. Methode, Versuchsanordnung und Material

Zunächst einige Worte zum Begriff der
RHEOLOGIE.

Die Rheologie ist ein Teilgebiet der Physik und handelt von denjenigen Phänomenen, die bei der Deformation und beim Fließen materieller Körper auftreten. Sie bezieht aber Temperatur, pH und andere Parameter als nichtmechanische Erscheinungen mit ein. Einzig thermodynamische Prozesse sind ausgeschlossen, da die Rheologie einen isothermen Zustand fordert.

Das Grundproblem der Rheologie stellt sich also dahingehend, daß sie die Beziehung zwischen der Deformation und den damit verbundenen Vorgängen formuliert. Dementsprechend beschreiben ELASTIZITÄT, PLASTIZITÄT und VISKOSITÄT als fundamentale mechanische Eigenschaften das rheologische Verhalten von Stoffen. Aus Kombinationen dieser Eigenschaften ergeben sich neue sogenannte komplexe Möglichkeiten, wie etwa Viskoelastizität, elastische Nachwirkung oder dynamische Plastizität, die sich aber an Hand der fundamentalen Begriffe

erklären lassen.

Unter MAKRORHEOLOGIE versteht man jenes Gebiet, das alle Stoffe so betrachtet, wie sie dem bloßen Auge erscheinen, gleichsam als wären sie homogen. Im Gegensatz dazu befaßt sich die MIKRORHEOLOGIE mit der molekularen und kolloidalen Struktur von Stoffen. Ist nun das zu untersuchende Material biologischer Natur, so wird von BIORHEOLOGIE gesprochen. Diesen Bezeichnungen folgend würde die durchgeführte Untersuchung unter dem Begriff MAKROBIORHEOLOGIE einzuordnen sein.

Die Möglichkeiten der Rheologie lassen sich auch an drei verschiedenen Körpern darlegen. Die Elastizität wird am festen (HOOKE-ELEMENT), die Plastizität am verformbaren (ST.VENANT-ELEMENT) und die Viskosität am flüssigen Körper (NEWTON-ELEMENT) beschrieben. Die meisten Stoffe bestehen jedoch aus einer Kombination dieser vereinfachten Formen und besitzen mehrere Phasen, sehr oft zumindest eine flüssige und eine feste.

Da es nun als ein Axiom der Rheologie gilt, daß jedes reale Material alle rheologischen Möglich-

keiten besitzt, ist Sinn und Inhalt der Rheologie erneut beschrieben.

Das HOOKE-ELEMENT, das die feste Phase eines Körpers beschreibt, läßt sich mathematisch folgendermaßen ausdrücken:

$$P_H = D \times E$$

Das Hooke'sche Gesetz stellt eine lineare Beziehung zwischen Kraft und Dehnung dar und besagt, daß die Kraft der Dehnung proportional ist (Abb. 6).

Das ST.VENANT-ELEMENT für die verformbare, also plastische Phase eines Körpers, besitzt folgende Beziehung:

$$P_V = (\eta)$$

(η ist die Bezeichnung für die Fließspannung).

Das St.Venant-Element beschreibt also den Zusammenhang zwischen Kraft und Fließspannung (Abb. 8).

Das NEWTON-ELEMENT für die flüssige Phase eines Körpers folgt der Gleichung:

$$P_N = \eta \times \frac{dD}{dt}$$

Das Newton-Element stellt also eine Beziehung

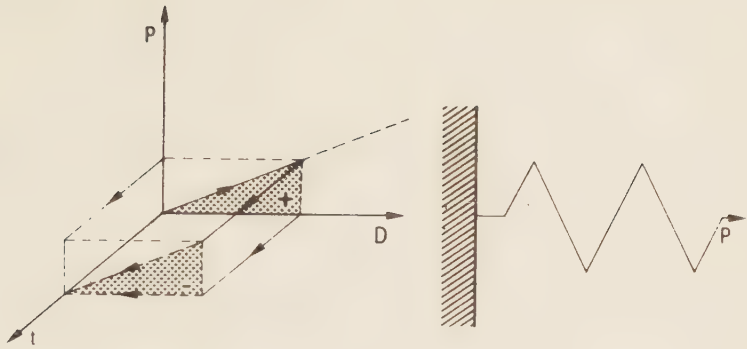


Abb 6 Darstellung des Hooke'schen Elementes
Abbildung nach Reiner

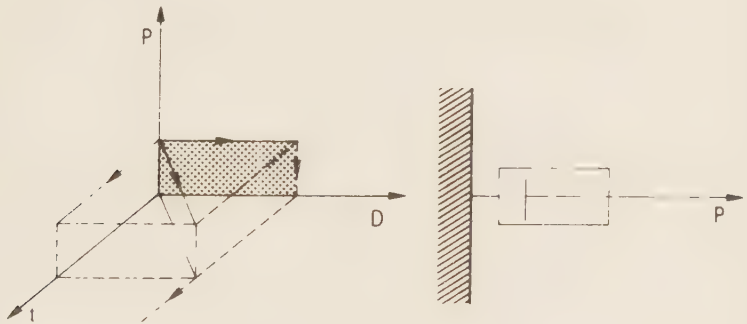


Abb 7 Darstellung des Newton-Elementes
Abbildung nach Reiner

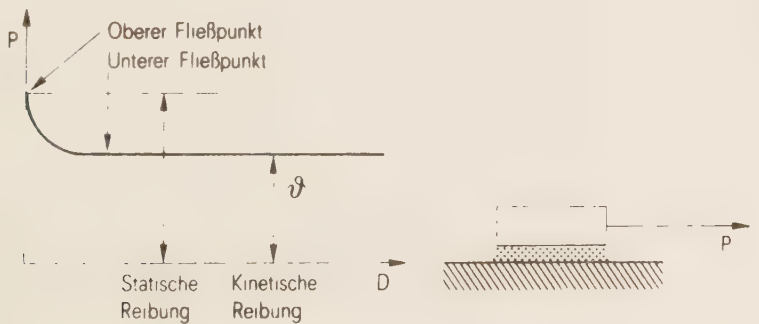


Abb 8 Darstellung des St Venant-Elementes
Abbildung nach Reiner

zwischen Kraft und Dehnungsgeschwindigkeit her (Abb. 7).

Alle drei Elemente repräsentieren einen idealisierten Zustand. Die meisten realen Stoffe besitzen jedoch - wie schon erwähnt - alle drei Grundelemente. Deswegen müssen Kombinationsmöglichkeiten gegeben sein. Grundsätzlich können die Elemente parallel oder in Reihe geschaltet sein.

Parallelschaltung bedeutet, daß die Elemente der gleichen Dennung ausgesetzt werden und der Gesamtdruck entsteht durch Addition der Teildrücke von jedem der Elemente.

Da der Gelenkknorpel aus einem realen Stoff besteht und somit auch alle drei grundlegenden Eigenschaften besitzt, wäre es von Interesse aufzuklären, in welcher Weise und in welcher Reihenfolge die elastischen, plastischen und viskösen Komponenten im Gelenkknorpel miteinander verknüpft sind. Aufgabe der folgenden Untersuchung soll es sein, die elastischen Eigenschaften des Gelenkknorpels zu prüfen, also des ein-

fachsten rheologischen Körpers: das Hooke'sche Element. Einige Dinge, die zum Begriff der Elastizität gehören und darin eine gewisse Bedeutung erlangen, sollen noch erwähnt werden.

Jeder feste Körper läßt sich bei Einwirkung von äußeren Kräften verformen. Ein Körper heißt elastisch, wenn nach Aufhören der äußeren Krafteinwirkung sich der ursprüngliche Formzustand des Körpers wieder einstellt. Es sind zahlreiche Definitionen für den Begriff Elastizität gemacht worden, die sich aber alle im wesentlichen nicht unterscheiden. Von Bedeutung scheint der Hinweis, daß im allgemeinen Sprachgebrauch die Elastizität anders gedeutet wird als in der Physik. Physikalisch gesehen besitzt zum Beispiel Gummi eine geringere Elastizität als Stahl, da Gummi schon bei geringfügigen Krafteinwirkungen eine bestimmt plastische Verformung erleidet. Allgemein kann man sagen: je härter und je star-
rer ein Material ist, desto elastischer ist es bei kleinen Spannungen.

Zwischen Spannung und Formänderung steht ein linearer Zusammenhang, der im Hooke'schen Gesetz

Ausdruck findet (Abb. 9).

$$P = D \times E$$

Diese Beziehung gilt jedoch nur für einen idealen elastischen Körper. Eine absolute Elastizität gibt es aber nicht. Gemäß der Elastizitätstheorie müßte ein absolut elastischer Körper vollständig homogen sein, d.h. die Materie des Körpers sollte aus identischen Volumenelementen bestehen und zudem sollte der Körper isotrop sein, was bedeutet, daß er an einem Punkt nach allen Richtungen hin gleichermaßen verformbar sein müßte. Dadurch wird die vollkommene Elastizität unmöglich und es besteht für viele Stoffe nur in einem beschränkten Bereich eine lineare Abhängigkeit. Dies bedeutet, daß mit steigender Belastung die Proportionalität zwischen Spannung und Dehnung verlorenght. Betrachtet man ein Spannungs-Dehnungsdiagramm über seinen ganzen Bereich bis hin zur Bruchgrenze, so kann man verschiedene Bereiche abgrenzen (Abb. 10).

Wird nun die Spannung sehr klein gehalten, so kann auf der graphischen Darstellung über einen weiten Bereich hin Linearität erreicht werden. Dies ist von Bedeutung für die folgende Unter-

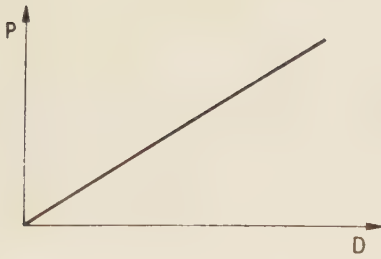


Abb. 9 Spannungs-Dehnungs-Diagramm für einen idealen elastischen Körper

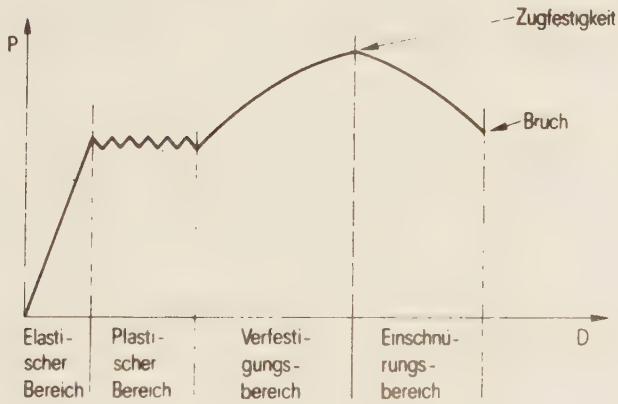


Abb. 10 Spannungs-Dehnungs-Diagramm für einen realen Körper

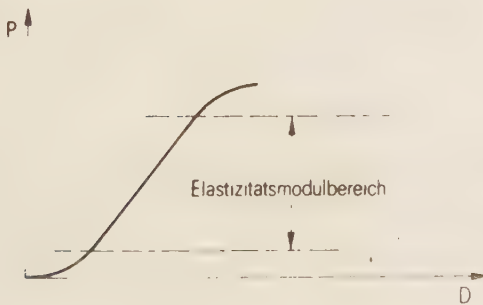


Abb. 11 Spannungs-Dehnungs-Diagramm Bereich der Untersuchung

suchung, da der Elastizitätsmodul nur im Bereich linearer Abhängigkeit einen Aussagewert besitzt (Abb. 11).

Da im plastischen Bereich die Proportionalitätsgrenze überschritten ist, kann hier nur noch als veränderlicher Elastizitätsmodul die Steigung der jeweiligen Tangente in einem Punkt gewertet werden.

$$E = \frac{dP}{dD} = \tan \varphi$$

Nun müssen noch die Begriffe Dehnung und Spannung definiert werden.

Unter Dehnung versteht man das Verhältnis der Längenänderung Δl zur ursprünglichen Länge l .

$$D = \Delta l / l$$

Unter Spannung versteht man das Verhältnis der Kraft ΔP zur einwirkenden Fläche Q .

$$P = \Delta P / Q$$

Zur Berechnung des Elastizitätsmoduls ergibt sich demnach folgende Formel:

$$E = \frac{\Delta P}{Q} \cdot \frac{x}{\Delta l}$$

Aus der folgenden Beschreibung der Versuchsanordnung ist zu ersehen, in welcher Weise ~~die~~ für die Berechnung des Elastizitätsmoduls not-

wendigen Werte erhalten wurden.

Als Meßgerät stand ein induktiver Druckkraftaufnehmer der Firma HOTTINGER -BALDWIN-MESSTECHNIK zur Verfügung. Dessen Meßprinzip beruht darauf, daß die zu messende Kraft durch ein Federglied aufgenommen wird. Die elastische Verformbarkeit - ein Maß für die einwirkende Kraft (P) - wird mit Hilfe eines induktiven Meßelementes in ein der einwirkenden Kraft proportionales elektrisches Ausgangssignal umgewandelt. Im Kraft-Weg-Diagramm erscheint dieses Signal auf der y -Achse. Der Druckkraftaufnehmer besitzt einen sehr kleinen Meßweg, so daß er praktisch als starrer Körper betrachtet werden kann. Von besonderer Bedeutung ist dies bei dynamischen Messungen, damit das schwingungstechnische Verhalten des zu prüfenden Objekts möglichst unbeeinflusst bleibt. Durch die hohe Empfindlichkeit des Gerätes können außerdem schon bei geringen Drucklasten größt mögliche Ausschläge registriert werden. Dies ist wiederum günstig für die Beurteilung des Hooke'schen Elementes, da über einen weiten Bereich des Diagramms Linearität erreicht werden kann. Die maximale Meßgenauigkeit des Gerätes wird vom Her-

steller mit 0,5% des eingestellten Meßbereiches angegeben. Dieser Fehler kann wegen der Geringfügigkeit in den vorliegenden Untersuchungen vernachlässigt werden.

Auf der x-Achse des Kraft-Weg-Diagramms wurde der zurückgelegte Weg (Δl) mit Hilfe eines elektronischen Weg-Aufnehmer-Fühlersystems aufgezeichnet. Da der Druckkraftaufnehmer mit einer konstanten Geschwindigkeit (1mm/min) in das zu prüfende Material eindringt, stellt das erhaltene Kraft-Weg-Diagramm gleichzeitig auch ein Kraft-Zeit-Diagramm dar.

Der Durchmesser (d) des Druckkraftaufnehmers wird vom Hersteller mit 1,5 mm angegeben. Damit berechnet sich sein Querschnitt (Q) aus der Formel:

$$Q = \pi \times \frac{d^2}{4}$$

Mit dem Prüfgerät lassen sich sowohl statische als auch dynamische Materialprüfungen durchführen.

Bei den vorliegenden Untersuchungen wurden statische Prüfungen vorgenommen, d.h. das Versuchs-

material wurde mit einer stetigen und in einer Richtung wirkenden Kraft belastet.

Die Dicke (l) des Knorpels wurde mit einer RODEN-STOCK-MESSLUPE mit achtfacher Vergrößerung gemessen. Die Lupe war mit einer Zehntelmillimeter-skala versehen und ließ eine entsprechende Meßgenauigkeit zu. Nachdem der Knorpel an der Untersuchungsstelle durchtrennt war, wurde die Dicke in kurzen Abständen zweimal gemessen und ein drittes Mal, falls keine Übereinstimmung erzielt worden war.

Die Versuche wurden am Gelenkknorpel des Kaninchenkniegelenks durchgeführt.

Zur Grundlage und zum Ausgangspunkt der Untersuchungen wurden Messungen am hyalinen Knorpel von Kniegelenken gemacht, die nicht den speziellen Versuchsbedingungen ausgesetzt waren.

Ausgehend von der Frage nach dem biomechanischen und damit rheologischen Verhalten des Gelenkknorpels unter unphysiologischer Druckbelastung wurde im Rahmen der Untersuchung die rechte hintere Extremität der Versuchstiere in einer Beuge-



Abb. 11 a Versuchstier nach Kniegelenksimmobilisation und Kompression

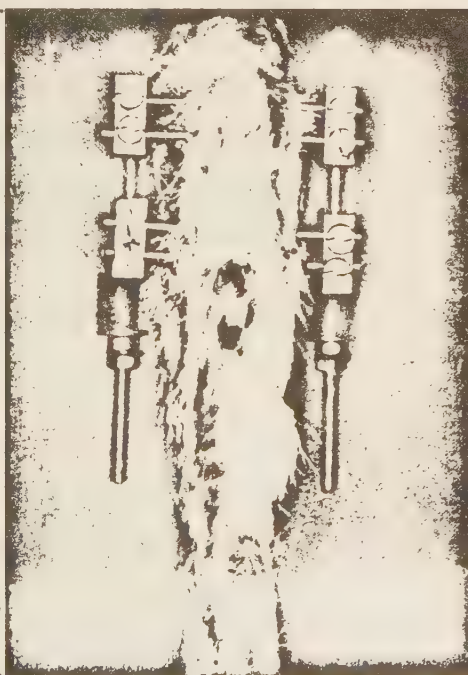
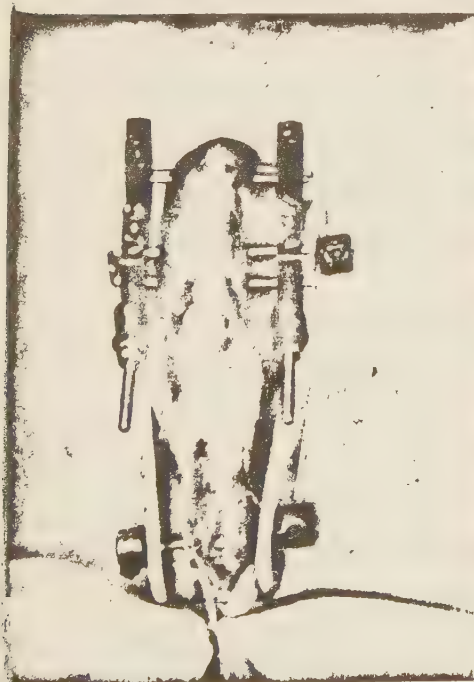


Abb. 11 b u. c Kaninchenkniegelenk am Beginn und am Ende des Versuchszeitraumes.

stellung von 50 - 60 Grad mit einem am Kniegelenk extraartikulär angreifenden Kompressionsgerät versehen und gleichzeitig, zur Vermeidung einer im Gelenk durch Wackelbeweglichkeit auftretenden Reibung, in dieser Stellung immobilisiert (Abb. 11a, b, c).

Dieses experimentelle Prinzip wurde in zahlreichen Tierversuchen (SALTER u. FIELD, TRIAS, CRELIN u. SOUTHWICK, WALCHER u. STÜRZ u.a.) zur Erzeugung von degenerativen Gelenkveränderungen angewandt und stützt sich auf die heute allgemein anerkannte Auffassung TRUETA's, daß eine unphysiologische Druckverteilung im Gelenk zu im Knorpel beginnenden, degenerativen Veränderungen führt.

Bei den verwendeten Versuchstieren handelte es sich um junge ausgewachsene Kaninchen, eine Mischrasse mit einem Gewicht von 3 - 4 kg.

Die Versuche wurden an zwanzig Tieren durchgeführt, wobei die Tiere in Gruppen zu je fünf zusammengefaßt und entsprechend auf die Versuchszeiträume von 1, 2, 3 und 4 Wochen verteilt wurden. Nach Ablauf dieser Zeit wurden die Tiere getötet und

sofort, spätestens aber nach zwei Stunden aufgearbeitet, wobei das linke Kniegelenk als Individualkontrolle diente.

Unter der Präparation wurden die Muskel entfernt, das Gelenk eröffnet und die Kreuz- und Seitenbänder durchtrennt, so daß das distale Ende des Femur und das proximale Ende der Tibia vorlagen. Bei der Entfernung der Menisci wurde besonders darauf geachtet, am Gelenkknorpel keine Läsionen zu setzen.

Nach der Präparation wurde der Knorpel makroskopisch auf pathologische Veränderungen hin untersucht, so daß etwaige Ulcerationen oder Verfärbungen schon vor Beginn der Messungen berücksichtigt werden konnten.

In diesem Stadium wurden die Knochen-Knorpel-Präparate in eine Feuchtigkeitskammer eingelegt, um den Gelenkknorpel vor einer Veränderung seines physikalisch-chemischen Zustandes zu bewahren.

Diese Feuchtigkeitskammer wurde aus Polyurethan

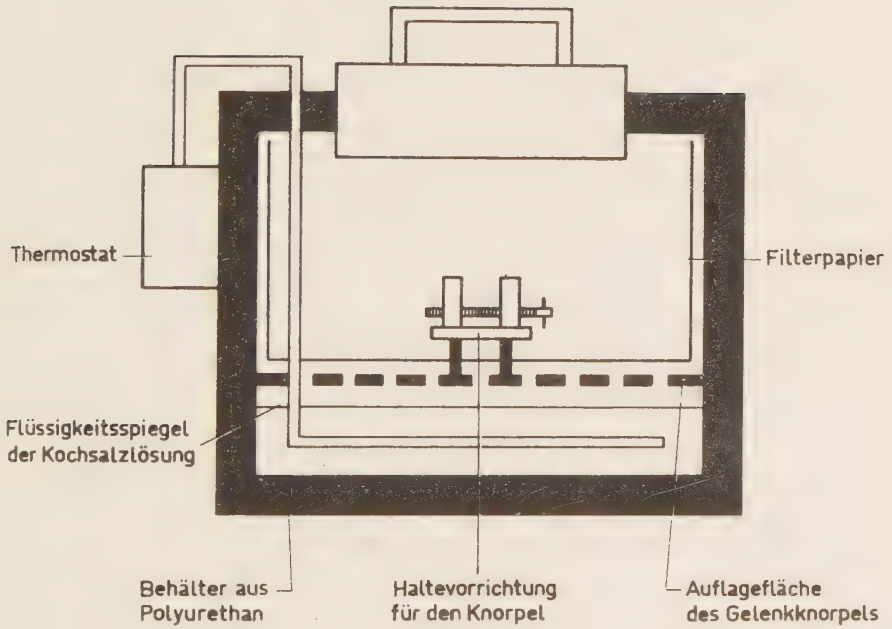


Abb. 11d Feuchtigkeitskammer

angefertigt, da nach Angabe von SOKOLOFF gerade dieses Material zur Aufbewahrung von Gelenkknorpel sich am geeignetsten erwiesen hat. In diesen Behälter wurde physiologische Kochsalzlösung eingefüllt und seine Wände mit Filterpapier ausgelegt, um im gesamten Behälter einen bestimmten Feuchtigkeitsgrad aufrecht zu erhalten. Mittels eines Thermostaten wurde die Kochsalzlösung auf einer Temperatur von 37°C gehalten (Abb. 11 d).

Sofort nach Abschluß der Präparationen wurden die Druckmessungen durchgeführt. Nach jeder einzelnen Messung wurde der Knorpel mit physiologischer Kochsalzlösung benetzt, wodurch der Austrocknung an der Luft vorgebeugt wurde.

Um den Ganzheitscharakter des Knorpels zu berücksichtigen und die natürlichen Widerstandssysteme nicht zu zerstören, wurden die Versuche nicht an kleinen herausgeschnittenen Knorpelstücken vorgenommen. Der Knorpel wurde auch nicht von seiner natürlichen Unterlage, dem Knochen, entfernt.

IV. Ergebnisse:

Die am gesunden Kniegelenksknorpel des Kaninchens durchgeführten Untersuchungen ergaben einen durchschnittlichen Elastizitätsmodul von 2500 (p/mm^2). Dieser Wert setzt sich aus 320 Einzeluntersuchungen zusammen.

Die maximale Schwankungsbreite am gesunden Gelenkknorpel reicht von 310 (p/mm^2) bis 10590 (p/mm^2), 67,5% der errechneten Werte finden sich im Bereich zwischen 1000 (p/mm^2) und 4000 (p/mm^2), 63% sogar noch im Bereich von 1400 (p/mm^2) bis 3400 (p/mm^2). Diese Werte gelten für den gesamten Versuchszeitraum von 4 Wochen.

Die am experimentell durch Immobilisation und Kompression geschädigten Gelenkknorpel durchgeführten Untersuchungen ergaben dagegen einen durchschnittlichen Elastizitätsmodul von 2200 (p/mm^2). Dieser Wert setzt sich auch aus 320 Einzeluntersuchungen zusammen.

Die maximale Schwankungsbreite reicht am experimentell geschädigten Gelenkknorpel von 280 (p/mm^2)

bis 10000 (p/mm^2), 63 % der ermittelten Werte finden sich hier im Bereich zwischen 700 (p/mm^2) und 2500 (p/mm^2).

Aus Abbildung 12 ist zu ersehen, daß die Werte im Sinne einer Gauß'schen Verteilung streuen.

Werden die Gesamtdurchschnittswerte nach den einzelnen Untersuchungswochen aufgeschlüsselt, so ergibt sich am gesunden Gelenk folgendes Bild:

In den ersten drei Untersuchungswochen fällt eine zunehmende Verhärtung des Gelenkknorpels auf. Am Ende der vierten Untersuchungswoche sinkt der Elastizitätsmodulwert wieder ab, fällt aber nicht unter den Wert der ersten Woche (Abb. 13 u. Tab. I).

Die Aufschlüsselung der Gesamtdurchschnittswerte ergibt am experimentell geschädigten Gelenkknorpel ein in der Grundtendenz ähnliches Bild. Auch hier weist der Gelenkknorpel einen deutlichen Anstieg des Elastizitätsmoduls bis zum Ende der

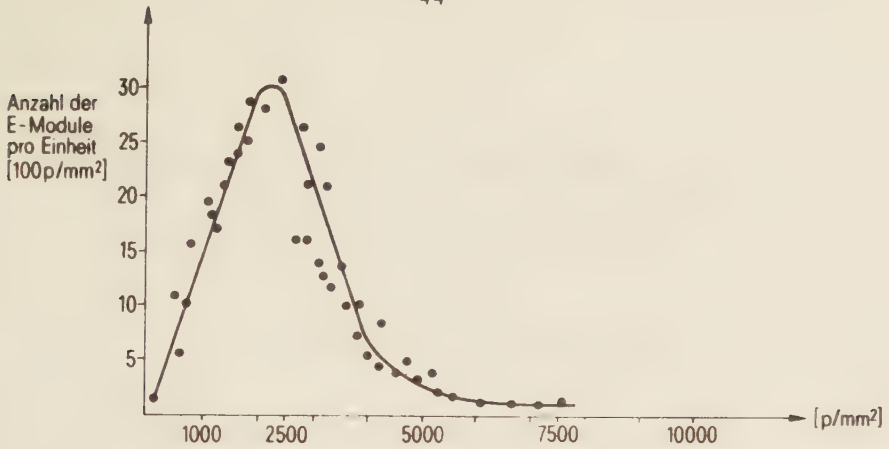


Abb.12 Gauß'sche Verteilungskurve für die Elastizitätsmodulwerte

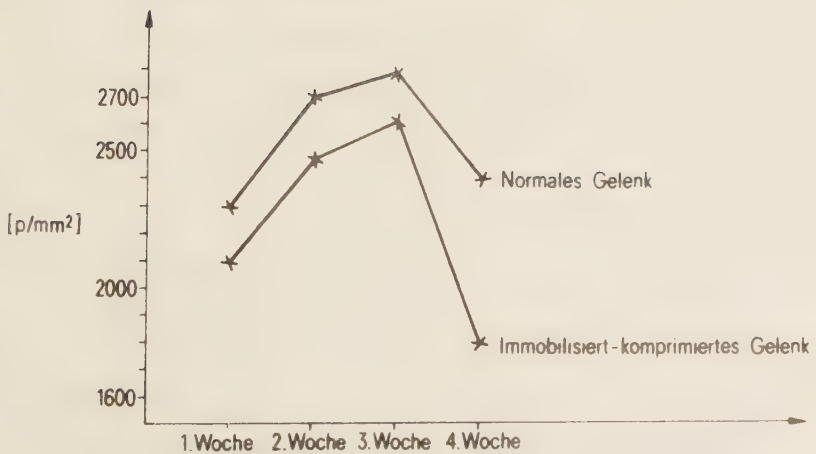


Abb.13 Darstellung der Wochendurchschnittswerte

dritten Woche auf. Auffallend ist jedoch der hohe Elastizitätsverlust nach der vierten Untersuchungswoche (Abb. 13 u. Tabl. I).

	1.Woche	2.Woche	3.Woche	4.Woche
gesundes				
Gelenk	2300	2700	2750	2400
geschädigtes				
Gelenk	2100	2450	2600	1800

Tab. I Wochendurchschnittswerte

Sowohl bei den Tibiacondylen als auch bei den Femurcondylen zeigt sich, daß im Gesamtdurchschnitt die gesunden Gelenke härter sind als die immobilisierten.

Hierbei sind die Werte für die Tibiacondylen relativ ausgeglichen, für die Femurcondylen dagegen unterschiedlich (Tab. 2).

	Tibia	Femur
gesundes Gelenk	2650	2450
geschädigtes Gelenk	2550	1800

Tab. 2

Nach Aufteilung in die einzelnen Untersuchungs-

wochen findet sich auch hier, daß nach der vierten Woche an allen Condylen ein Elastizitätsverlust eintritt, der am rechten geschädigten Gelenkknorpel deutlich höher ist als am gesunden linken (Abb. 16 und 17, Tab. 3).

		1.Woche	2.Woche	3.Woche	4.Woche
Tibia	gesundes				
	Gelenk	2500	2700	2780	2600
	geschädigtes				
	Gelenk	2300	2900	3100	2200
Femur	gesundes.				
	Gelenk	1900	2400	2550	2300
	geschädigtes				
	Gelenk	1800	1900	2600	1100

Tab. 3

Die Femurcondylen sind im Gesamtdurchschnitt und im Wochendurchschnitt stets weicher als die Tibiacondylen und das sowohl am rechten als auch am gesunden linken Gelenk (Tab. 3).

Besonders auffallend ist der hohe Elastizitätsverlust des Knorpels der Femurcondylen am immobilisierten und komprimierten rechten Knie-

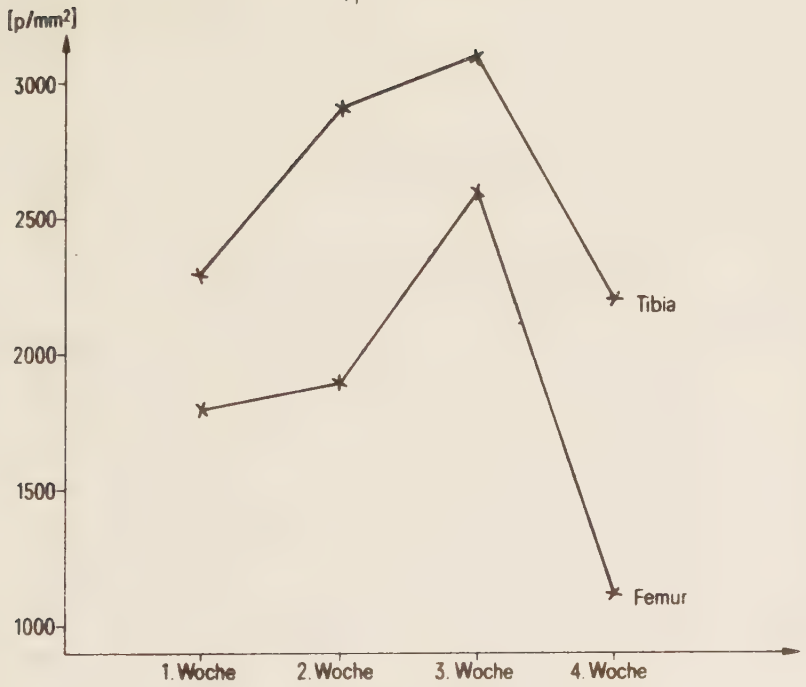


Abb.16 Vergleich Tibia-Femur am rechten Gelenk

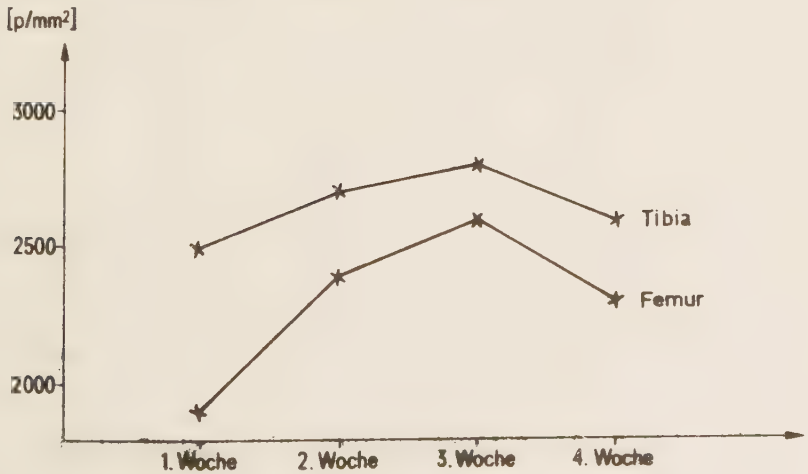


Abb.17 Vergleich Tibia-Femur am linken Gelenk

gelenk nach der vierten Untersuchungswoche.

Nach der dritten Untersuchungswoche erreichen alle Werte - gleichgültig nach welchen Gesichtspunkten man sie betrachtet - eine bestimmte Höhe, die über der Gesamtdurchschnittshärte liegt.

Beim Vergleich der einzelnen Untersuchungspunkte fällt auf, daß sowohl an den lateralen als auch an den medialen Tibiacondylen des gesunden Gelenks sich die Elastizitätsmodule in charakteristischer Weise verhalten (Tab. 4).

TIBIA

Stelle	gesundes Gelenk		geschädigtes Gelenk	
	laterale	mediale	laterale	mediale
	Condyle	Condyle	Condyle	Condyle
a	4100	2900	3600	2900
b	2000	2200	1900	2100
c	2800	3500	2500	3100
d	2300	2200	2150	2500
e	2150	2500	2200	2400

Tab. 4

Die im Zentrum der Condyle gelegene Stelle (b)

weist den niedrigsten Durchschnittswert auf.
Etwas härter sind die Stellen (d) und (e).
Diese weisen im Durchschnitt einen fast gleichen
Elastizitätsmodul auf (Abb.14).

Grundsätzlich unterschiedlich dazu verhalten
sich die Elastizitätsmodulwerte der Stellen (a)
und (c). Sie sind die härtesten Stellen an den
Tibiacondylen. Die unter dem Meniskus gelegene
Stelle (c) ist dabei noch um rund 400 (p/mm^2)
weicher als die Stelle (a).

Ebenso wie der linke gesunde Gelenkknorpel der
Tibiacondylen stellen sich auch die Elastizitäts-
verhältnisse am immobilisierten und komprimier-
ten Gelenk dar, wenn man die einzelnen Unter-
suchungspunkte analysiert.

Auch an den Femurcondylen zeichnet sich ein
charakteristisches Verhalten der Elastizitäts-
modulwerte ab und das sowohl links als auch
rechts.

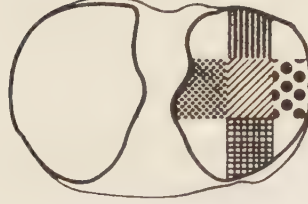


Abb.14

Tibiacondylen des Kniegelenks

Verteilung und Bezeichnung der einzelnen Untersuchungspunkte

	gesundes Gelenk	geschädigtes Gelenk
 Stelle a Durchschnittswert	3500	3250
 Stelle b Durchschnittswert	2100	2000
 Stelle c Durchschnittswert	3150	2800
 Stelle d Durchschnittswert	2250	2325
 Stelle e Durchschnittswert	2325	2300 (p/mm ²)

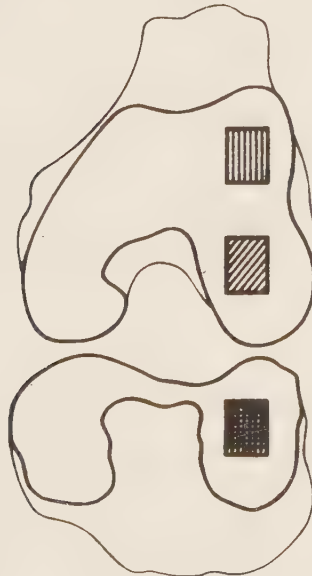


Abb.15

Femurcondylen des Kniegelenks

Verteilung und Bezeichnung der einzelnen Untersuchungspunkte

	gesundes Gelenk	geschädigtes Gelenk
 Stelle α Durchschnittswert	2000	1450
 Stelle β Durchschnittswert	2525	2100
 Stelle γ Durchschnittswert	2400	1800 (p/mm ²)

von den untersuchten Stellen weist jeweils der mittlere der drei Untersuchungspunkte den höchsten Wert auf. Die mit (α) bezeichnete Stelle ist immer am weichsten und die Stelle (γ) bewegt sich in ihrem Härtegrad zwischen (α) und (β).

Eindeutig geht aus den Werten für die Femurcondylen hervor, daß die gesunde linke Seite gegenüber der rechten experimentell geschädigten einen höheren Härtegrad aufweist (Abb.15).

Die laterale Femurcondyle scheint im Vergleich zur medialen an beiden Gelenken etwas weicher zu sein. Dies konnte bei den Tibiacondylen nicht festgestellt werden (Tab.5).

FEMUR

	gesundes Gelenk		geschädigtes Gelenk	
Stelle	laterale	mediale	laterale	mediale
	Condyle	Condyle	Condyle	Condyle
a	1900	2100	1300	1600
b	2450	2600	2100	2100
c	2400	2400	1700	1900

Tab. 5

Betrachtet man nun die Untersuchungspunkte von Tibia- und Femurcondylen in ihrer Lage zueinander, so muß folgendes herausgestrichen werden:

Zwischen dem linken und dem rechten Gelenk besteht ein grundsätzlicher Unterschied. Am geschädigten Gelenk sind die Femurcondylen weicher als die Tibiacondylen. Am gesunden Gelenk ist dies umgekehrt, wenn man die korrespondierenden Punkte miteinander vergleicht.

Während sich am immobilisierten und komprimierten Gelenk die Werte für die Punkte (b) und (β) angleichen, streben sie am gesunden Gelenk auseinander. Bei den beiden anderen korrespondierenden Untersuchungspunkten (~~e~~ und ~~d~~+ γ) tritt das genaue Gegenteil ein (Abb.18).

Die mit der Versuchsanordnung ermittelten Kurven ergaben charakteristische Verläufe für jeden einzelnen Untersuchungspunkt. Aus Abbildung 19 sind einige Beispiele zu ersehen.

Zur Beurteilung des Elastizitätsmoduls des hyalinen Gelenkknorpels des menschlichen Kniegelenks

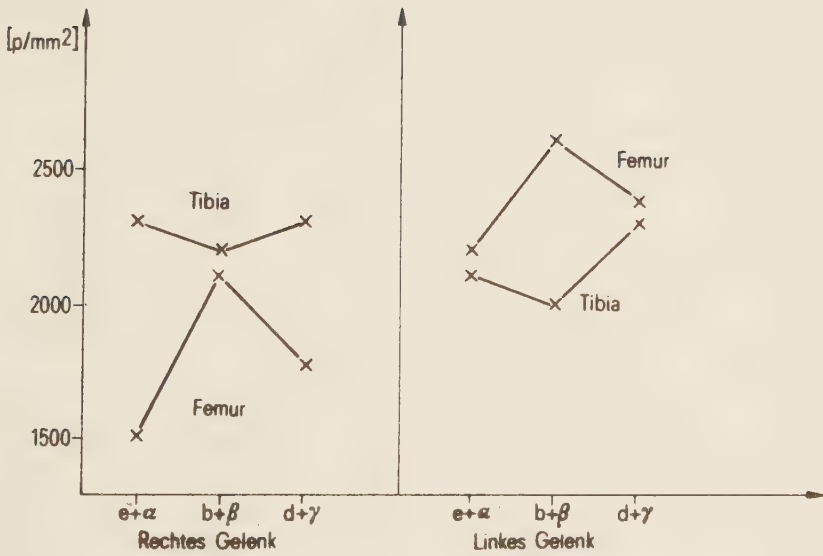


Abb. 18 Durchschnittswerte korrespondierender Punkte des Gelenkkontaktes

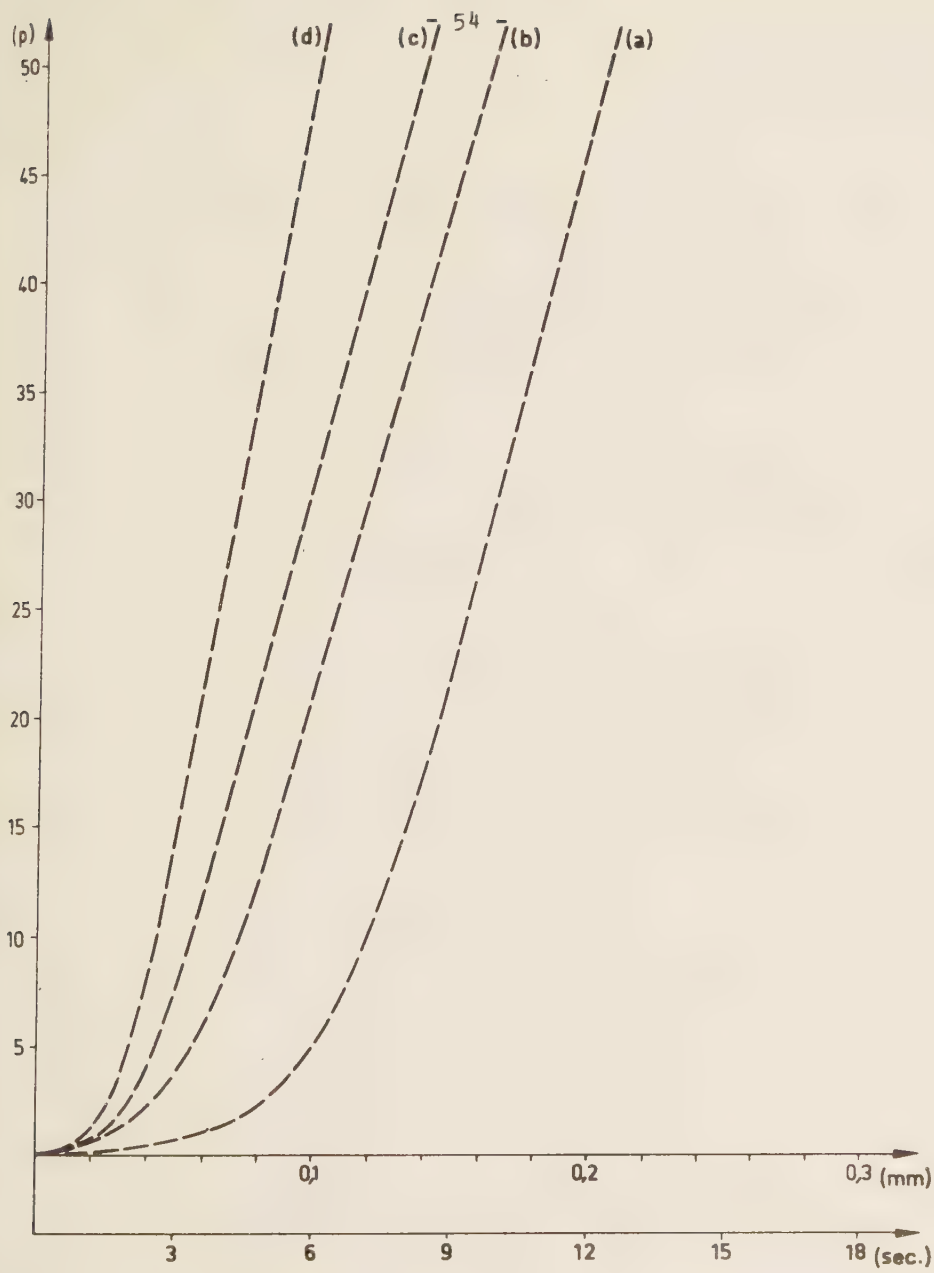


Abb. 19 Kraft-Dehnungs- bzw. Kraft-Zeit-Diagramm
 Beispiel der eigenen Untersuchungen von der
 medialen Tibiacondyle (Kaninchennummer 06)

wurden die Tibiagelenkflächen zweier frischer Sektionspräparate untersucht. Es handelte sich dabei um Präparate von zwei Individuen im Alter von 40 und 50 Jahren, die makroskopisch keinerlei Anzeichen einer Arthrose aufwiesen.

Dabei wurde an jeweils fünf Untersuchungsstellen der Gelenkknorpel von lateral nach medial hin einer Prüfung unterzogen.

Untersuchungspunkt (1) und (2) lagen unter dem Meniskus, Punkt (3) fünf Millimeter vom Zentrum und Punkt (4) im Zentrum der Condyle. Punkt (5) lag in der Nähe der Eminentia intercondylica. Die Ergebnisse sind der Tabelle 6 zu entnehmen.

MENSCHLICHE TIBIA

Punkt	1. Versuch	2. Versuch
1	9886	10500
2	9636	9950
3	7232	8870
4	4542	4622
5	6240	6182

Tab. 6

Die Dickenmessung des Gelenkknorpels ergab folgendes Bild:

Am immobilisiert-komprimierten Gelenk fand sich ein durchschnittlicher Wert von 0,92 (mm) und am normalen Vergleichsgelenk von 0,92 (mm).

Wie aus Abbildung 20 zu ersehen ist, sind die Werte für das linke Gelenk stets höher als für das rechte.

Nach Aufschlüsselung der Werte in den verschiedenen Untersuchungswochen läßt sich folgendes sagen:

Am rechten immobilisierten und komprimierten Gelenk findet sich eine Dickenabnahme des Gelenkknorpels mit fortschreitender Versuchsdauer. Diese Dickenabnahme ist in der vierten Untersuchungswoche besonders stark ausgeprägt (Abb. 20).

Am gesunden linken Gelenk zeigt sich im Gegensatz dazu eine Dickenzunahme des Gelenkknorpels. Auch diese Dickenzunahme zeigt sich am deutlich-

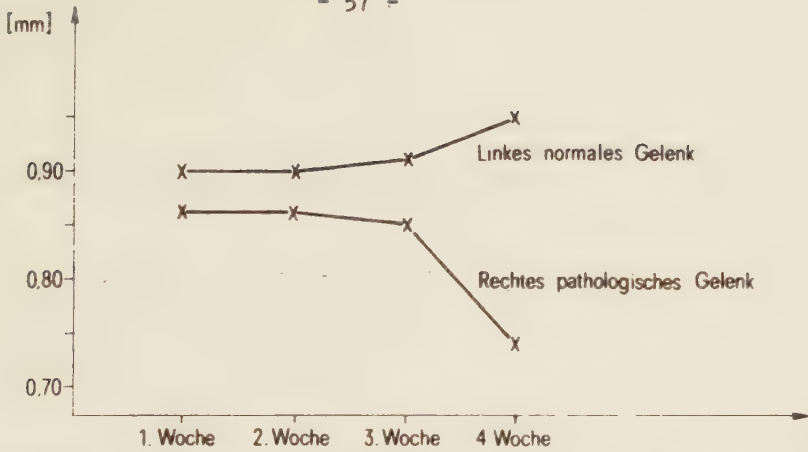


Abb. 20 Dickenvergleich: Durchschnittswerte der einzelnen Versuchsperioden

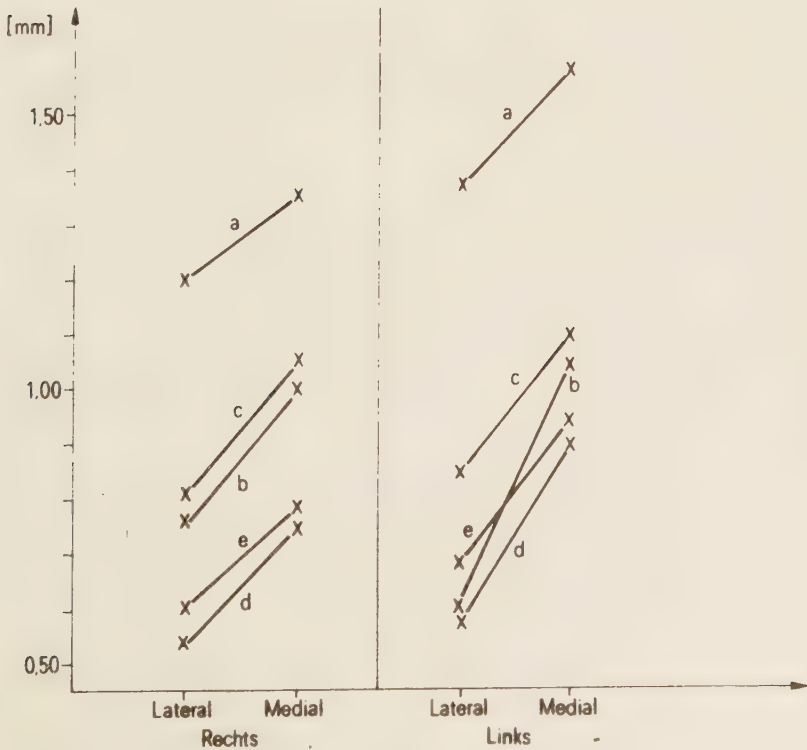


Abb. 21 Durchschnittswerte der einzelnen Punkte an den Tibiacondylen

sten in der vierten Untersuchungswoche.

Zahlenmäßig fand sich eine Dickenzunahme am linken Gelenkknorpel um 0,04 (mm) und am rechten Gelenk um 0,08 (mm).

An den Tibiadondylen besaß die Stelle (a) immer die größte Dicke und die Stelle (d) immer die geringste. (Abb. 21)

In Abbildung 21 fällt auf, daß die mediale Tibiacondyle an vergleichbaren Stellen stets dicker war als die laterale.

Auch an den Femurcondylen ist die mediale stets dicker als die laterale. (Abb. 22)

Die Stelle *y* an den Femurcondylen weist immer die geringste Dicke auf.

In ihrer Lage zueinander konnte bei den einzelnen Punkten kein signifikantes Verhalten gefunden werden.

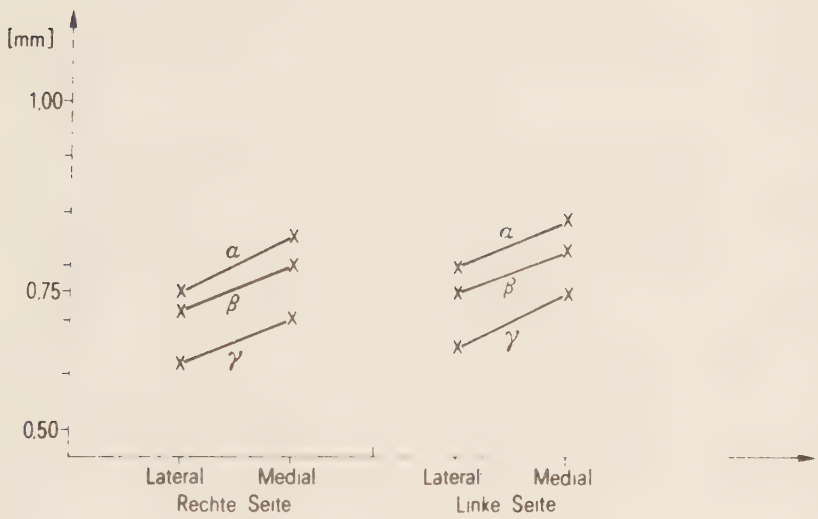


Abb.22 Durchschnittswerte der einzelnen Punkte am Femur

Für die Elastizitätsmodulwerte wurde eine Fehlerrechnung erstellt. Dabei ist die Standardabweichung nach folgender Formel berechnet worden:

$$S = \sqrt{\frac{\sum (x_1)^2 - \sum x_1 \cdot \bar{X}}{N - 1}}$$

x_1 = Einzelmessung

$\bar{X}$ = Durchschnittswert aller Einzelmessungen

N = Anzahl der Einzelmessungen

Der im folgenden als "mittlere Streuung" bezeichnete Wert $S/X \times 100$ zeigt die prozentuale Abweichung des Wertes der Standardabweichung von dem des Mittelwertes aller Messungen.

Die mittlere Streuung betrug bei den miteinander zu vergleichenden Werten zwischen 15 und 25 Prozent.

Dieser Wert ist zugleich Ausdruck von Fehlern bei der Versuchsdurchführung als auch Ausdruck einer individuellen physiologischen Schwankungsbreite.

V. Diskussion der Versuchsergebnisse

Der gefundene Elastizitätsmodul von 2500 (p/mm) als Durchschnittswert für den gesunden Gelenkknorpel weicht stark von dem Wert RAUBER'S ab (875 p/mm). Hierfür dürften mehrere Gründe von ausschlaggebender Bedeutung sein.

RAUBER hat seine Untersuchungen an kleinen Knorpelstücken gemacht. Dadurch wurden die natürlichen Widerstandssysteme des Knorpels durchtrennt. Die Folge war eine Elastizitätsminderung. Wegen der Zerstörung der Fibrillenverläufe betont auch BENNINGHOFF das rein theoretische Interesse der RAUBER'SCHEN Ergebnisse.

Zudem hat RAUBER seine Untersuchungen am Rippenknorpel durchgeführt.

Vergleiche mit anderen Autoren (GÖCKE, HIRSCH, BÄR) scheitern daran, daß mit Ausnahme von RAUBER alle anderen relative Elastizitätsmodulwerte angeben, d.h. die in ihren Ver-

suchen gewonnenen Werte sind nur innerhalb ihrer eigenen Untersuchungen vergleichbar.

Abgesehen davon scheint es zumindest fragwürdig, dem Gelenkknorpel ganz allgemein einen bestimmten Elastizitätsmodulwert zuzuordnen zu wollen, da - wie im folgenden noch näher zu erläutern sein wird - der Elastizitätsmodul des Gelenkknorpels an bestimmten Gelenkstellen und unter bestimmten Voraussetzungen sehr unterschiedliche Werte annehmen kann.

BENNINGHOFF deutet dies an: "Die Stützorgane sind dimensional strukturiert im Sinne eines funktionellen Baues und daraus folgt, daß sie nicht in allen Richtungen gleiche Festigkeit besitzen können."

Daß der Gelenkknorpel z. B. unter experimentellen Bedingungen in unterschiedlichen Arealen unterschiedliche Elastizitätsmodule aufweist, konnte in den vorliegenden Untersuchungen gezeigt werden.

Bei der Diskussion der folgenden Versuchsergebnisse soll eine strenge Trennung zwischen gesundem und experimentell geschädigtem Gelenkknorpel vorgenommen werden.

Da jeweils beide Kniegelenke eines Versuchstieres unterschiedlichen Versuchsbedingungen ausgesetzt waren, liegen der an beiden Gelenken beobachteten Verhärtung des Knorpels in den ersten drei Untersuchungswochen demnach auch zwei verschiedene Mechanismen zu Grunde.

So scheint am immobilisierten und komprimierten Gelenk eine Volumenveränderung vorzuliegen, wie aus den eigenen Dickenmessungen zu ersehen ist. Auch MATTHIAS u. GLUPE sowie EK-HOLM u. INGELMARK beschreiben eine Höhenminderung des Gelenkknorpels unter experimentellen Bedingungen. Derartige Knorpelveränderungen werden darüberhinaus im histologischen Bild von REFIOR u. WALCHER u. STÜRZ registriert.

Nach FICK u. RÖSSLER bedeutet eine Höhenminderung des Gelenkknorpels unter Druck also eine Volu-

menveränderung keineswegs einen Volumenverlust sondern lediglich eine Volumenverschiebung.

Daß diese Erklärung jedoch in gleicher Weise für den experimentell veränderten Gelenkknorpel gilt, scheint zweifelhaft.

Andere Autoren (SOKOLOFF, ZAREK, EDWARDS) denken auch daran, daß eine zu beobachtende Volumenveränderung des Gelenkknorpels auf seiner Komprimierbarkeit beruhe, sodaß bei starkem Druck Flüssigkeit aus dem Gelenkknorpel gepreßt werde und somit ein Volumenverlust erfolge.

Zur Erklärung dieses Phänomens unter den eigenen Versuchsbedingungen muß jedoch auch an eine Störung der Gelenkbiologie und der Knorpelnutrition gedacht werden. REFIIOR weist in diesem Zusammenhang darauf hin, daß nach Immobilisation und Kompression am Gelenk schon nach wenigen Tagen eine verminderte S^{35} -Markierung der Chondrocyten im Druckbereich zu beobachten ist.

Nach MAROUDAS, BULLOUGH, SWANSON und FREEMAN wird schon durch eine bloße Immobilisation eine Störung der Diffusionsverhältnisse und damit der Gelenkbiologie erzeugt.

Auch die Untersuchung von GINSBERG und seinen Mitarbeitern zeigt, daß die Stoffwechselaktivität des Gelenkknorpels unter Kompression eine Veränderung erfährt. Diese Veränderung muß dergestalt sein, daß unter immobilisierenden und komprimierenden Versuchsbedingungen eine Verhärtung des Knorpels stoffwechselbedingt verursacht wird.

Darüberhinaus betont BÄR, daß die Belastungsart eine entscheidende Rolle für den Gelenkknorpel spielt. Für kurzdauernde Belastungen stellt der Gelenkknorpel eine ideale Pufferung dar. Anders liegen die Verhältnisse bei Dauerbelastungen. Hier ist nach FREUND und HIRSCH die Größe der Druckkraft, die auf das Gelenk wirkt, für das Verhalten des Knorpels von nicht so entscheidender Bedeutung wie der Zeitfaktor.

So scheint es durchaus verständlich, daß ein lang anhaltender, hoher Druck zu einer Höhenänderung des Gelenkknorpels und damit zu einer Volumenänderung führt.

In den eigenen Untersuchungen ist dementsprechend auch der Zeitfaktor von großer Bedeutung.

In Zusammenhang mit einer veränderten Stoffwechselaktivität des Gelenkknorpels unter Druck muß insbesondere auch auf den Mukopolysaccharidstoffwechsel hingewiesen werden.

Da nach SCHALLOCK und LINDNER bei einer Verfestigung der Grundsubstanz im Knorpel größere Mengen nachweisbarer freier Mukopolysaccharide auftreten, kann man annehmen, daß dadurch die Wasserbindungsfähigkeit des Gelenkknorpels leidet, sodaß es zu einem Verlust der Elastizität des Knorpels kommt.

Auch nach PLATT spielen gerade Mukopolysaccharidproteinkomplexe für die physikochemischen Eigenschaften des Gelenkknorpels eine bedeutende Rolle.

Durch Verlust der Proteinbindung entsteht ein starker Hydratationsverlust des Gelenkknorpels (FRIMMER, BUDDECKE), der den zu beobachtenden Elastizitätsverlust erklärt.

Die Erhärtung des Gelenkknorpels in den ersten drei Untersuchungswochen am immobilisiert-komprimierten Gelenk hat demnach ihre Hauptursachen in den direkten Schädigungsfolgen des unphysiologischen Druckes, der gestörten Gelenkbiologie und der daraus resultierenden Mukopolysaccharidstoffwechselstörung.

Zur Erklärung der zunehmenden Erhärtung des linken Kniegelenkknorpels in den ersten drei Untersuchungswochen muß eine Mehrarbeit auf Grund der experimentellen Immobilisation des rechten Kniegelenks angenommen werden.

Entsprechend konnte MAKOWSKY bei Studien an X-Beinen im Knorpel der lateralen Gelenkabschnitte eine deutliche Verminderung des Wassergehaltes feststellen, was wiederum zu einer Verdichtung des Gewebes, Zunahme der Härte und damit Anpassung an die besondere Belastung

gleichzusetzen ist.

Von SCHALLOCK wird sogar darauf hingewiesen, daß sich der Gelenkknorpel bei stärkerer Druckbelastung durch Verstärkung seiner Fasern und durch veränderte Druckflechtungen anpaßt.

Diese als Kompensation aufzufassenden Mechanismen erklären die Verhärtung des Gelenkknorpels in den ersten drei Untersuchungswochen auf der linken Seite.

Warum erfolgt aber nach der vierten Untersuchungswoche eine deutliche Elastizitätsminderung?

Es kann davon ausgegangen werden, daß in den vorliegenden Versuchen für beide Kniegelenke eine Stoffwechselveränderung - wenn auch in unterschiedlicher Ausprägung - vorliegt. Soweit eine metabolische Überaktivität der Chondrocyten, wie sie bei der S³⁵-Markierung in den Randbezirken der Druckeinwirkung nachgewiesen wurden (REFIOR), vorliegt, muß sie nach OTTE im Sinne der Gewebeerhaltung als

frustran bezeichnet werden. Sie muß somit zwangsläufig die physiko-chemischen Eigenschaften des betroffenen Knorpels beeinflussen.

Daraus wird verständlich, daß das Wasserbindungsvermögen und damit der Flüssigkeitsgehalt des Gelenkknorpels in der vierten Versuchswoche eine entscheidende Veränderung erfährt. Diese ist nicht zuletzt durch die druckbedingten morphologischen Veränderungen, die die Flüssigkeitszufuhr hemmen bzw. ganz unterbinden, bedingt.

Diese Auffassung wird durch die Aussage TRUEETA's bestätigt, wonach das veränderte Wasserbindungsvermögen des Gelenkknorpels unter Kompression erst sekundäre Folge der veränderten Mikromorphologie ist.

Auch die Untersuchungen von MAKOWSKY, LINN, SOKOLOFF, SCHNEIDER und LICHTÉ stützen diese Ansicht.

Somit sind in den vorliegenden Versuchen nach vier Wochen vor allem Veränderungen in der

Mikromorphologie für das elastische Verhalten des Gelenkknorpels unter Immobilisation und Kompression verantwortlich zu machen.

Solche mikromorphologischen Veränderungen nach Immobilisation und Kompression werden von vielen Autoren beschrieben (SALTER, TRIAS, CRELIN und SOUTHWICK, REFIOR).

Sie dokumentieren sich rasterelektronenmikroskopisch in der vierten Versuchswoche in einer vollständigen Zerstörung der Strukturelemente (REFIOR). Histologisch zeigen sich Oberflächendefekte, die bis in die Radiärzone reichen, Rupturen der Tangentialfaserschicht sowie Schrumpfungen der Zellen in der Tangential- und Übergangszone.

Die deutliche Zunahme an qualitativen und quantitativen mikromorphologischen Veränderungen in der vierten Untersuchungswoche führt offensichtlich zu einer tiefgreifenden Veränderung im elastomechanischen Verhalten des hyalinen Gelenkknorpels, sodaß kompensatorische Reaktionen des Gelenkknorpels nach der

dritten Woche nicht mehr erwartet werden können.

EVANS und Mitarbeiter stellten bei Untersuchungen an Ratten fest, daß es einen Zeitfaktor gibt, nach dessen Überschreitung es zu irreversiblen Schädigungen am Gelenkknorpel kommt.

Auch ist nach SCHALLOCK die Widerstandsfähigkeit des Gelenkknorpels nur durch die Einheit von Zelle, Faser und Grundsubstanz gewährleistet. Die Untersuchungen von REFIOR deuten darauf hin, daß diese Einheit in der vierten Untersuchungswoche nicht mehr gegeben ist.

Der Gelenkknorpel besitzt nach SCHALLOCK gegenüber selbst großen Durcheinwirkungen höchste Widerstandsfähigkeit, die nur durch dauernde Überbelastung aufgehoben werden kann.

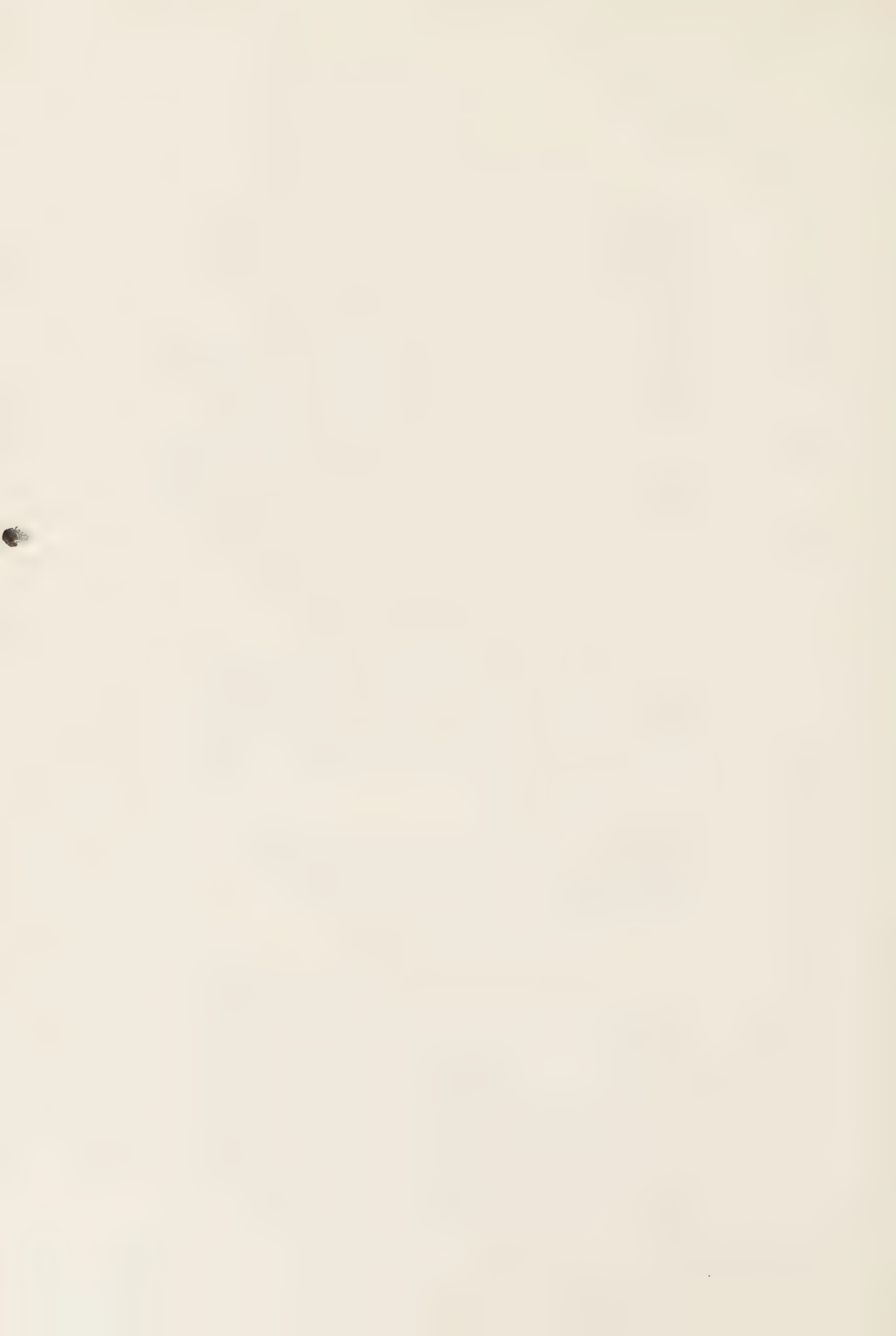
Diese ist in den eigenen Untersuchungen in der vierten Versuchswoche gegeben, sodaß es zu einem deutlichen Elastizitätsverlust des Gelenkknorpels am rechten Kniegelenk kommt.

Am gesunden Gelenk, das sich - wenn auch weniger stark ausgeprägt - ebenso verhält, muß die Interpretation anders lauten. Die gesteigerte Funktion - nämlich die vermehrte Belastung links gegenüber rechts - führt nach HOLMDAHL zu einer Zellvermehrung, Grundsubstanzvermehrung und zu einem erhöhten Flüssigkeitsgehalt im Knorpel. Wobei sich die interzelluläre Komponente ungefähr viermal so stark vermehre als die zelluläre.

Dies bewirkt ein verändertes elastomechanisches Verhalten des Knorpels, das sich in den eigenen Untersuchungen in einer Erhärtung niederschlägt.

In der vierten Woche erfolgt nun durch die beständige Überbeanspruchung eine Art "Materialermüdung".

Es ist bekannt, daß solche Elastizitätsstörungen auch durch ungleichmäßig verteilte Belastung beim Stehen oder Gehen und durch einseitige Beanspruchung der Gelenke im Berufsleben oder beim Sport herbeigeführt werden können (SCHLOMKA und SCHRÖTER).



BENNINGHOFF bestreitet dies für den Fall einer normal-physiologischen Belastung. Er führt aus, daß weitgehende Anpassungen im Aufbau eintreten, durch die bis zu einem gewissen Grad die Ausbildung von Schädigungen verhindert werden.

Liegt aber über einen großen Zeitraum hin eine vermehrte Belastung vor, muß mit einer Materialermüdung oder Materialverschlechterung im Sinne einer Degeneration gerechnet werden.

BAETZNER spricht von einer "Pathologie der Funktion" und geht davon aus, daß auch funktionsmechanische Eigenschaften des menschlichen Gewebes bestimmte Leistungsgrenzen aufweisen, deren Überschreitung auf dem Weg über eine Materialermüdung zu Chondrosen, Tendinosen und Arthrosen führen könne.

MÜLLER stellt fest, daß es infolge gesteigerter Beanspruchung anstatt einer funktionellen Hypertrophie auch zu einer Schädigung des Gewebes kommen kann. Dies trifft in den eigenen

Untersuchungen für das linke Kniegelenk zu, wobei diese Schädigung vermutlich zunächst metabolischen Charakter hat, nachdem mikromorphologische Veränderungen fehlen.

Es kann also Übereinstimmung mit der Auffassung MAKOWSKY's erzielt werden, wonach "bei absoluter Überlastung eine vollkommen gesunde und ideal ausgerichtete Extremität nur dann geschädigt werden kann, wenn die Überlastung zeitlich und größenmäßig oberhalb des funktionellen Anpassungskoeffizienten liegt, die Druckbelastung also die örtlich physikalischen Kräfte des Knorpelbelags übersteigt."

Im Hinblick auf die Gelenkanatomie stellt LUBOSCH in seiner Untersuchung über die Wirbeltiergelenke fest, daß die Gelenkpfannen und die Gelenkköpfe sowohl in der Gestalt als auch im feineren Bau sehr unterschiedlich sind. Zudem sei der konvexe Gelenkkörper meist der festere, der plane oder konkave zugleich der weichere. Auch BÄR hält die Gelenkpfannen für weicher als die Gelenkköpfe.

In den eigenen Versuchen zeigte sich nun, daß die Tibiacondylen rechts im Durchschnitt härter waren als die Femurcondylen.

Die Vermutung, daß dies ein Ergebnis unphysiologischer Belastung ist, bestätigt sich bei der Betrachtung der Versuchsergebnisse unter einem anderen Gesichtspunkt.

Zieht man nämlich einen Vergleich zwischen korrespondierender Punkte an Tibia und Femur, so ergibt sich ein differenziertes Bild. Während am rechten Gelenk die Gelenkköpfe weicher sind als die Gelenkpfannen, verhält sich das gesunde Gelenk gegenteilig, was wiederum der Literaturmeinung entspricht.

Gleichzeitig kann dies auch als ein Hinweis gewertet werden, die Ergebnisse FREEMAN's, der für das Hüftgelenk Areale ähnlicher Elastizitätsverhältnisse abgrenzte, auf das Kniegelenk anzuwenden (Abb. 14 und 15).

Da die Elastizitätsverhältnisse beim Vergleich des immobilisierten und komprimierten

Gelenkes zum gesunden an den Femurcondylen weitaus deutlicher differieren als an den Tibiacondylen, kann man annehmen, daß die Femurcondylen auf veränderte physiologische Bedingungen bedeutend empfindlicher reagieren als die Tibiacondylen. Derartige Rückschlüsse zogen auch FÜRBRINGER, LUBOSCH und REFIOR.

Diese Auffassung wird darüberhinaus durch SCHALLOCK sowie intraoperative Beobachtungen gestützt, wonach beim Genu valgum oder varum gerade an den Femurcondylen am häufigsten Knorpelläsionen zu finden sind.

SCHALLOCK konnte weiterhin zeigen, daß neben krankhaften Prozessen bereits normale physiologische Qualitätsunterschiede des Gelenkknorpels bestehen, aus denen Verschiedenheiten der einzelnen Gelenke wie der einzelnen Gelenkabschnitte hervorgehen.

Dementsprechend unterschiedlich waren die Härteverhältnisse an den einzelnen Untersuchungsstellen in den eigenen Untersuchungen.

Auch KRAKOVITS, KEMPSON, FREEMAN, BÄR und ZAREK haben für verschiedene Knorpelbereiche verschiedene Werte gefunden.

Die Stellen, die vom Meniskus geschützt sind, zeichneten sich durch große Härte aus und dies sowohl am tierischen als auch am menschlichen Kniegelenk, wie die eigenen Untersuchungen zeigen.

Da die Meniski ausgleichende Druckorgane und Gelenkpfannenbildner darstellen, kann es nicht verwundern, daß der darunter befindliche Gelenkknorpel gegenüber Druckschädigungen recht unempfindlich ist. So weisen gerade diese Stellen einen recht konstanten Elastizitätsmodulwert auf.

Da die Meniski auch die Gelenkpufferung übernehmen, kann der Gelenkknorpel hier ohne Schädigung für die Gelenkfunktion zu verursachen härter sein, als die gewichttragenden Stellen des Gelenkknorpels.

Nach einer Beobachtung von KOPTA verändere sich

angeblich das elastomechanische Verhalten des Gelenkknorpels nach Meniskusexstirpationen nicht.

Dem widersprechen jedoch klinische Beobachtungen, bei denen eine gehäufte Arthroseentstehung nach Meniskektomien festgestellt wurden (MAKOWSKY).

Nach STEINDLER führt die Meniskusexstirpation zu einer Überlastung der Knorpeloberfläche durch einen zunehmenden Druck auf den Knorpel.

Eine gehäufte Arthroseentstehung nach Meniskektomie wird auch von DIETSCHI sowie FISCHER, MATZEN und BRUNS beschrieben. Sie fanden in bis zu 52 % der untersuchten Fälle Arthrosen.

SEEDHOM und Mitarbeiter haben in ihren Untersuchungen festgestellt, daß der mediale Meniskus etwa 50 %, der laterale sogar bis zu 70 % der gesamten Belastung im Kniegelenk trägt. Auch für sie liegt die Ursache der gehäuften Arthroseentstehung im Kniegelenk in der abnormal hohen Belastung des Gelenkknorpels nach der Meniskus-

exstirpation.

Im Hinblick auf das unterschiedliche physiologische elastomechanische Verhalten des Gelenkknorpels hebt BÄR hervor, daß die Tibia in jeder Gelenkfacette je einen erweichten Kern, der ziemlich genau dem Feld entspricht, das von den Meniski freigelassen wird, aufweist.

Diese Feststellung konnte an allen untersuchten Gelenken bestätigt werden. Daß die Stelle maximaler Druckbeanspruchung auch die weichste Stelle des Gelenkknorpels darstellt, weist darauf hin, daß am Gelenkknorpel eine funktionelle Anpassung besteht. Der Knorpel muß sich hier den Druckdeformationen angleichen können.

Wie HÄBLER hervorhebt, ist im Zusammenhang mit der funktionellen Beanspruchung des Knorpels an den einzelnen Stellen des Gelenkes das physikalische Verhalten durchaus verschieden. Er weist auch darauf hin, daß der Knorpel der Pfanne inmitten härterer Randpartien einen weicheren Kern besitze, was einmal mit

den eigenen Befunden übereinstimmt und was durchaus den Erfahrungen des Maschinenbaus entspräche. Dort könne die Abnützung aufeinanderreibender Teile dadurch herabgesetzt werden, daß Material von verschiedener Härte gewählt wird.

Nach BÄR sollen die vorderen Ränder der Tibiacondylen weicher sein als die hinteren. Dies konnten die durchgeführten Untersuchungen weder bestätigen noch widerlegen. Es zeigte sich lediglich, daß sich diese Werte dem für die zentrale Stelle in der Tibiacondyle angleichen.

Den höchsten Elastizitätsmodulwert weist immer die Stelle (a), also die der Eminentia intercondylica am nächsten gelegene auf. Hier besteht auch kaum noch ein Gelenkkontakt zu den Femurcondylen. So schreibt BENNINGHOFF, daß die erhobenen Knorpelleisten fast durchweg zu einem stärkeren Hervortreten der Fibrillen neigen. Dies führt zu einer Steigerung des Elastizitätsmodulwertes.

An den Femurcondylen findet sich die mittlere Untersuchungsstelle (ß) als diejenige mit dem höchsten Wert, während der posteriore und anteriore Teil demgegenüber erweicht sind.

Daß hier eine große Diskrepanz zwischen linkem und rechtem Gelenk vorliegt, ist sicherlich auf die unmittelbare Druckeinwirkung zurückzuführen, die besonders stark die Stelle (ß) trifft.

E. BÄR formulierte folgendes als Grundsatz:
"Es hat sich herausgestellt, daß alle Abweichungen vom gewöhnlichen Bau des Knorpels, seien es normal vorkommende oder pathologische, auch abweichende Elastizitätswerte aufweisen, und zwar im Sinne einer Erweichung."

Auch FREEMAN, SWANSON und KEMPSON weisen darauf hin, daß makroskopische Veränderungen am Knorpel stets zu einer Erweichung des Knorpels führen.

Von zahlreichen Autoren wird auch die Bedeu-

tung des elastomechanischen Verhaltens für die Ätiologie der Arthrosis deformans diskutiert. (BENNINGHOFF, MAKOWSKY, SALTER, SCHNEIDER u. LICHTE, TRIAS, BULLOUGH, GOODFELLOW u. O' CONNOR).

Die Tatsache, daß durch Druckeinwirkung und auch durch funktionelle Überbeanspruchung Schädigungen am Gelenknorpel eintreten, wird von allen Autoren Übereinstimmend bejaht. Diese Läsionen führen nach einiger Zeit zu einer Erweichung des Gelenknorpels.

REFIOR hat während der einzelnen Versuchsperioden eine zunehmende Degeneration bis zum Vollbild der Arthrose am hyalinen Gelenknorpel nachgewiesen.

Die vorliegenden Befunde sind mikromorphologisch so zu erklären, daß unter dem Einfluß des Drucks und der Immobilisation sich zunächst die hyaline Zwischensubstanz verändert beziehungsweise schwindet, so daß die Kollagenfibrillen freigelegt werden. Es tritt also zunächst eine Verhärtung auf. Unter

der mechanischen Beanspruchung geht dann aber allmählich sekundär der Knorpel mit seinen Zellelementen zugrunde und damit tritt die Erweichung des Gelenkknorpels ein. Die während des gesamten Versuchszeitraums zunehmende Degeneration des Gelenkknorpels steht in Einklang mit der Aussage von C. HIRSCH, wonach das Ausmaß einer Druckschädigung am Gelenkknorpel nicht so sehr von der Größe der Druckkraft als vielmehr von der Zeitdauer, über die die Druckkraft wirkt abhängig ist.

Es müßte demnach BÄR's Grundsatz etwas anders lauten. Abweichungen vom gewöhnlichen Bau des Knorpels führen zu Elastizitätsveränderungen, jedoch nicht immer zu einer Erweichung, denn diese tritt nur bei Verlust der Zellelemente und in Abhängigkeit von der Zeit auf. Die Elastizitätsverhältnisse des Gelenkknorpels werden also auch stark vom Verhältnis der hyalinen Zwischensubstanz zum Fibrillenanteil geprägt.

Die Brüder WEBER und viele andere Autoren

meinten, daß zwischen Knorpeldicke und Druck eine direkte Proportionalität vorhanden sei. Dies mag bei erhaltener Gelenkbeweglichkeit zutreffen, aber FICK betonte schon, daß auch andere Umstände für die Knorpeldicke verantwortlich zu machen seien.

So zeigte sich in den eigenen Untersuchungen, daß die Gelenkknorpeldicke am rechten Gelenk während der Untersuchungswochen abnahm. Damit muß das Vorhergesagte schon dahingehend eingeschränkt werden, daß man sagt: unphysiologischer Druck und Immobilisation führen zu einer Knorpelatrophie.

Auch SCHAFFER stellt fest, daß ein auf die Knorpelmasse wirkender Druck das architektonische Bild des Knorpels derart verändert, daß dem weiteren Wachstum des Knorpels ein Ende gesetzt wird.

Von MATTHIAS und GLUPE wird schon eine Erniedrigung der Knorpelschicht bei bloßer Ruhigstellung beschrieben und bei Druck eine noch größere Höhenminderung.

Die bei kurzzeitigen Beanspruchungen auftretende Höhenminderung bezeichnet MATTHIAS als eine physiologische Reaktion, deren Ursache eine kapilläre Minderdurchblutung sei.

Nun ist es unschwer vorstellbar, daß eine ständige ungünstige Beeinflussung des Stoffwechsels zu einer Knorpeldegeneration und damit zu einer Dickenabnahme führt. Der Zeitpunkt für das Eintreten einer solchen Stoffwechselstörung ist schon bei Versuchsbeginn gegeben, führt aber in der vierten Versuchswoche zur stärksten Ausprägung, da hier die Dickenabnahme am deutlichsten ist.

Somit können die BENNINGHOFF'schen Feststellungen nur bestätigt werden. "Ein hoher spezifischer Druck bringt den Knorpel zum Schwund. Nichts spricht dafür, daß er die Knorpeldicke befördere. Dort ist er vielmehr am dicksten, was das Verhältnis von Druck und Schub sich zugunsten des letzteren verschiebt."

Im Vergleich zum gesunden Gelenk beweist sich die Feststellung INGELMARK's: "Die Dicke des Knorpels nimmt bei Ruhigstellung ab, während sie durch Training zunimmt."

So nahm auch die Knorpeldicke während der Versuche bis zur vierten Woche links zu. Dieses Ergebnis führt zu der Vermutung, daß zwischen Gelenkfunktion und Knorpeldicke ein Zusammenhang besteht. BENNINGHOFF und INGELMARK betonen dies.

Als Erklärung für dieses Verhalten kommen zwei Gesichtspunkte in Frage. Einmal ein erhöhter Flüssigkeitszustrom in den Knorpel, was mit der Erweichung des Knorpels korrelieren würde, und zum zweiten eine erhöhte proliferative Aktivität des Knorpels durch vermehrte Beanspruchung.

Eindeutig beweisend für das unterschiedliche Verhalten der Knorpeldicke bei Immobilisation und Kompression sowie bei Überfunktion ist die Tatsache, daß der Knorpel in jeder Untersuchungswoche am geschädigten Gelenk

dünner ist als am gesunden.

BENNINGHOFF hat das folgendermaßen charakterisiert: "Wo sich der Druck lokalisiert, also auf die Flächeneinheit und Zeiteinheit bezogen am stärksten wird, schwindet der Knorpel."

Dementsprechend findet sich an der Gelenkstelle (b) immer die geringste Dicke.

Im Gegenteil dazu konstatieren HOLMDAHL und INGELMARK, daß der Gelenkknorpel innerhalb der zentralen Teile dicker ist als innerhalb der peripheren Teile.

Aber schon H. WERNER hat bestätigt, daß hier Unterschiede zwischen der Gelenkpfanne und dem Gelenkkopf gemacht werden müssen. Er hat gezeigt, was mit den vorliegenden Ergebnissen übereinstimmt, daß die Gelenkpfanne an den Rändern die größte Dicke aufweist.

Der Gelenkknorpel der Femurcondylen wächst dickenmäßig dagegen in sagittaler Richtung vom vorderen über das mittlere zum hinteren

Drittel, wobei der Condylus lateralis etwas flacher ist als der Condylus medialis. Dieses Versuchsergebnis steht in Einklang mit den Untersuchungen von H.WERNER. Eine Interpretation dieser Tatsache bereitet Schwierigkeiten, da ein Zusammenhang mit der Gelenkfunktion nicht ersichtlich ist.

WEGNER hat bei Untersuchungen an Schweinegelenken festgestellt, daß eine größere Wölbung artikulierender Flächen mit einer geringeren Knorpelstärke einhergehe. Dies wäre als mögliche Ursache für die Dickenmessungen an den Femurcondylen denkbar, wurde jedoch nicht experimentell überprüft.

SCHALLOCK und LINDNER haben auch auf die unterschiedliche Knorpeldicke von Gleit- und Druckflächen an Gelenken hingewiesen.

Insgesamt muß festgestellt werden, daß die Knorpeldicke innerhalb einzelner Gelenke und Gelenkabschnitte wechselt (SCHALLOCK, LINDNER, SOKOLOF), daß eine vermehrte Funktion zu einer Dickenzunahme führt

(HOLMDAHL und INGELMARK) und daß auf Immo-
bilisation und Kompression eine Dickenab-
nahme folgt (WALCHER u. STÜRZ; REFIOR).

VI. Zusammenfassung:

1. Nach Rekapitulation und Darstellung sowohl rheologischer als auch morphologischer Untersuchungen am hyalinen Gelenkknorpel anhand der vorhandenen Literatur wird die Frage nach dem elastomechanischen Verhalten des Kniegelenkknorpels nach Immobilisation und Kompression aufgeworfen.

2. Zur Untersuchung gelangten gesunde sowie immobilisierte und komprimierte Kaninchenkniegelenke. Die Dauer der Immobilisation und Kompression wurde jeweils um eine Woche bis zu insgesamt vier Wochen gesteigert. Die Versuchsanordnung wird in Zusammenhang mit den rheologischen Möglichkeiten beschrieben.

3. Auch zwei menschliche Tibiacondylen werden elastomechanisch untersucht, um bei einigen Untersuchungsergebnissen eine klinische Relevanz anzudeuten.

4. Der Knorpel von immobilisierten und kom-

primierten Gelenken unterscheidet sich in seinem elastomechanischen Verhalten erheblich vom Knorpel gesunder Gelenke.

5. Der Gelenkknorpel macht sowohl bei Immobilisation und Kompression als auch bei Überbeanspruchung zunächst eine Phase der Erhärtung durch, um in den vorliegenden experimentellen Untersuchungen am Kniegelenk junger, ausgewachsener Kaninchen dann nach der Zeit von vier Wochen zu erweichen. Der Grad dieses Elastizitätsverlustes ist am immobilisiert-komprimierten Gelenkknorpel wesentlich höher als am Überbeanspruchten.

6. Die Femurcondylen reagieren in ihrem elastischen Verhalten wesentlich empfindlicher auf Druckeinwirkung als die Tibiacondylen.

7. Im Zentrum der Tibiacondyle befindet sich die weichste und dünnste Stelle des Kaninchenkniegelenkknorpels. Unterhalb des Meniskus ist der Gelenkknorpel relativ hart. Dies gilt auch für die Untersuchungen an den menschlichen Tibiacondylen.

8. An den Femurcondylen ist das mittlere Drittel des Gelenkknorpels am härtesten.

9. Der Gelenkknorpel der lateralen Femurcondyle ist weicher und dünner als der der medialen Femurcondyle.

10. Der Knorpel von immobilisiert-komprimierten Gelenken unterscheidet sich in seiner Dicke von der bei gesunden Gelenken. Er weist eine versuchsabhängige Höhenminderung auf.

11. Unter dem Einfluß von Immobilisation und Kompression schwindet die Gelenkknorpeldicke und unter Einfluß von Überbeanspruchung verdickt sich der Gelenkknorpel.

12. Zur klinischen Bedeutung der vorliegenden Untersuchung wird herausgestellt:

- a) anhaltende Immobilisation und Kompression führt am Kniegelenkknorpel zu einem Elastizitätsverlust des hyalinen Knorpels und damit zu einer gehäuftten Arthroseentstehung.
- b) auch die Überbeanspruchung eines Gelenkes

ist ein prädisponierender Faktor der Arthroseentstehung.

- c) die gehäufte Arthroseentstehung nach Meniskektomie wird aus dem elastomechanischen Verhalten des Gelenkknorpels unter den Meniski verständlich.

VII. Literaturverzeichnis:

Bär E.

Elastizitätsprüfungen der Gelenkknorpel.
Archiv für Entwicklungsmechanik 108, 49
(1926)

Baetzner

zitiert nach Schneider und Lichte.

Bauer W.

The physiology of articular structures.
Physiological Reviews 20, 272 (1940)

Beneke G.

Die pathologische Anatomie der Arthrose.
Ärztliche Praxis. 23. Jahrgang Nr. 80
Seite 3615 (1971)

Benninghoff A.

Der funktionelle Bau des Hyalinknorpels.
Zeitschrift für die gesamte Anatomie
26, 3. Abt., 1 (1925)

Benninghoff A.

Experimentelle Untersuchungen über den
Einfluß verschiedenartiger Beanspruchun-
gen auf den Knorpel. Verhandlungen der
anatomischen Gesellschaft
58, 194 (1924)

Benninghoff A.

Über den funktionellen Bau des Knorpels.

Verhandlungen der anatomischen Gesellschaft

55, 250 (1922)

Benninghoff A.

Form und Bau der Gelenkknorpel.

Zeitschrift für Zellforschung und mikroskopische Anatomie 2 (1925)

Benninghoff A.

Die modellierenden und formerhaltenden
Faktoren des Knorpelreliefs.

Zeitschrift für die gesamte Anatomie
76, 43, 1. Abt., (1925)

Bormuth H.

Zeitschrift Zellforschung
17, 767, (1933)

Bullough P.G., Goodfellow J., O'Connor J.J.

The Relationship between degenerative
changes und load-bearing in the human
hip. Journal of Bone and Joint Surgery
Vol. 55 B.No. 4. S. 746 (1973)

Camosso M.E.

The mechanical behaviour of articular
cartilage under compressive stress.
Journal of Bone and Joint Surgery 44 A,

699 (1962)

Coletti J.M.

A comparison of the physical behaviour
of normal articular cartilage and the
arthroplasty surface.

Journal of Bone and Joint Surgery 54 A,
147 (1972)

Crelin E.S.

Changes induced by sustained pressure
in the knee joint articular cartilage
of adult rabbits.

Anatomical Record 149, 113 (1964)

Dietschi

Spätresultate nach Meniskektomie
2. Orthop. 111, 396 - 398 (1973)

Edwards J.

Physical characteristics of articular
cartilage. Symposium on Lubrication and
wear in Living and Artificial Joints
Institution of Mechanical Engineering
London 16 (1967)

Edwards J.

The uptake of fluid by living cartilage
after compression.

Journal of Physiology 183, 59 (1966)

Ekholm R.

Osteo-arthritis in the knee joint with
special references to the weight-bearing
in the joint.

Acta Morphologica Neerl.-Scand. 1, 63
(1956)

Evans, Egers, Butler und Blumel

Experimental immobilization and remobilization
of rat knee joints

J. Bone and Joint Surgery 42 A, 737 - 758
(1960)

Fick R.

Handbuch der Anatomie und Mechanik der Ge-
lenke.

Jena 1904

Fick R.

Über die Form der Gelenkflächen.

Archiv für Anatomie und Physiologie 1890

Fischer, Matzen und Bruns

Belastbarkeit nach medialer und latera-
ler Meniskektomie

Wehrmed. Mschr. Heft 12/1974 S. 370

Freemann M.A.R.

Tensile properties of articular cartilage.

Journal of anatomy 105, 183 (1969)

Freemann M.A.R.

Mechanical abnormalities in some visually
normal articular cartilage.

Zeitschrift für Orthopädie 37, 41

Freemann/Kempson/Swanson

The determination of a creep modulus
for articular cartilage from indentation
test on the human femoral head.

Journal of Biomechanics 4, 239 (1971)

Freund E.

Joint cartilage under infraphysiologic,
ultraphysiologic and euphysiologic demands.
Archives of Surgery 39, 596 (1939)

Frimmer, Buddecke

Untersuchungen zum Wirkungsmechanismus
permeationsfördernder basischer Polypeptide
2. Naturforschung 19, 789 (1964)
zitiert nach Platt.

Fürbringer

Untersuchungen zur Morphologie und Systematik der Vögel. Amsterdam 1888.

Gebhardt (1911)

Trajektorielle Strukturen im Knorpel.
Diskussion zum Vortrag von J. Schaffer
ibidem.

Ginsberg J.M.

Continuouss compression of rabbit articular
cartilage producing loss of hydroxy proline
before loss of hexosamine.

Journal of Bone and Joint Surgery 51, 467
(1969)

Göcke

Elastizitätsstudien am jungen und alten
Gelenkknorpel.

Verhandlungen der deutschen orthopädischen
Gesellschaft. 22.Kongress (1927)

Häbler

Physiko-chemische Medizin nach H.Schade
Dresden u. Leipzig, Theodor Steinkoff
1939

zitiert nach Makowsky.

Hansen F.C.C. (1905)

Anat. Anz. 16, 417 (1899)

Anat. Hefte 27, 535 (1905)

Hirsch C.

Laboratory conditions for tensile tests
in annulus fibrosus from human inter-
vertebral discs.

Acta Orthopädisca Scandinavica 38,
148 (1967)

Hirsch C.

A contribution to the pathogenesis of
chondromalacia of the patella.
Acta Chir. Scandinavica Vol XC, Suppl.
83 (1944)

Hirsch C.

The Clinical Significance of Biophysical
Properties in Skeletal structures.
Aging of Connective and Skeletal Tissue.
Thule International Symposia Stockholm
305-318 (1969)

Hirsch C.

Experimental Designs in Investigations
of Mechanical Properties in Biological
Tissue.
Archiv für Orthopädie und Unfallchirurgie 71, H. 2, p. 142-147 (1971)

Hirsch C.

Makroskopie rheology in collagen material.
Journal of Biomechanics 1, 13 (1968)

Holmdahl D.E.

Der Bau des Gelenkknorpels unter verschiedenen funktionellen Gesichtspunkten.
Acta anatomica 6, 309 (1948)

Ingelmark B.E.

An apparatus for measurements of pressure,
especially in human joints.

Upsala Läkareforenings Förrhandlingar
53, 75 (1948)

Ingelmark E.

Über die Ernährung des Gelenkknorpels
und die Bildung der Gelenkflüssigkeit
unter verschiedenen funktionellen Ver-
hältnissen.

Acta Orthopädisca Scandinavica 17, 303
(1948)

Ingelmark B.E.

A study on variations in the thickness
of articular cartilage in association
with rest and periodical load.

Upsala Läkareforenings Förrhandlingar
53, 61 (1948)

Ingelmark E.

Functionally induced changes in articular
cartilage.

Biomechanical Studies of the musculo-
Skeletal System ed. by Evans F.G.
Springfield 1962

Jakobsons C.

L' etude de l' elasticité du cartilage
articulaire normal.

Acta Biologica Latvica 8, 81 (1938)

Kenedi R.M.

Biomechanical characteristics of human
skin and costal cartilage.

Federation Proceedings 25, 3-6, 1084
(1966)

Kenedi R.M.

Mechanical characteristics of skin
and cartilage.

Human Factors 5, 525 (1963)

Kenedi R.M.

Bio-engineering studies of the
structural components of the human
body.

The structural Engineer Vol. 42, 3, 101
(1964)

Kempson G.

Stiffnes Variations in femoral Head
Articular cartilage. Digest of the
7th international Conference on Medical
and Biological Engineering Stockholm
1967, 508

Kempson G.E.

Tensile properties of articular cartilage.

Nature 220, 1127 (1968)

Kempson, Swanson, Freeman

Correlations between stiffness and the
chemical constituents of cartilage on
the human femoral head.

Biochimica and Biophysica acta 215, 70
(1970)

Kempson, Spivey, Swanson, Freeman

Indentation stiffness in articular cartilage
in normal and osteoarthrotic femoral heads.

Lubrication and Wear in Joints

Kempson, Swanson, Freeman

Tensile properties of articular cartilage.

Lubrication and Wear in Joints

Kopta J.A.

Elasticity of articular cartilage.

Clinical Orthopaedics 64, 21 (1969)

Krakovits G.

Die Elastizität des Gelenkknorpels.

Anatomischer Anzeiger 124, 113 (1969)

Krakovits G.

Bestimmung des Elastizitätsmoduls der

Knorpelschicht auf Femurköpfen mit Hilfe

der Kugeldruckprobe.

Anatomischer Anzeiger 124, 156 (1969)

Krompecher St.

Biophysikalische Analyse der Wirkung mechanischer Faktoren in der Chondrogenese.

Anatomischer Anzeiger 116, 511 (1965)

Leppert F.

Gegenbaurs morphologisches Jahrbuch

72, 309 (1933) ibidem

74, 581 (1934)

Lubosch W.

Bau und Entstehung der Wirbeltiergelenke.

Jena 1910

Makowsky L.

Untersuchungen über den Wasserhaushalt des Gelenkknorpels und der Bandscheiben und seine Beziehung zur Arthrosis und Spondylosis deformans.

Ärztliche Forschung 1, H. 18/19, 77 (1947)

Makowsky L.

Die Stannig'sche Theorie der Arthritis deformans und ihre Bedeutung für die Klärung des röntgenologischen Symptomenbildes der Arthropathien.

Beiträge zur klinischen Chirurgie

177, 381 (1948)

Makowsky L.

Experimentelle Studien zur Pathogenese
der degenerativen Gelenkknorpelveränderun-
gen.

Langenbecks Archiv für klinische Chirurgie
263, 118 (1949)

Makowsky L.

Studien über den Wasserhaushalt des Knie-
gelenkknorpels.

Helvetia Chirurgica Acta 15, 44 (1948)

Maroudas A.

The permeability of articular cartilage.
Journal of Bone and Joint Surgery 50 B,
166 (1968)

Maroudas A.

Physicochemical Properties of cartilage
in the light of ion exchange theory.

Biophysical Journal 8, 575 (1968)

Maroudas A.

Distribution and Diffusion of solutes in
articular cartilage.

Biophysical Journal 10, 365 (1970)

Matthiass H.H.

Immobilisation und Druckbelastung in

ihrer Wirkung auf die Gelenke.

Archiv für Orthopädie und Unfallchirurgie
60, 380-396 (1966)

Mac Conaill M.A.

The movements of Bones and Joints (4.)
Journal of Bone and Joint Surgery 33 B,
251 (1951)

Mac Conaill M.A.

The movements of Bones and Joints (5.)
Journal of Bone and Joint Surgery 35 B,
290 (1953)

Moerner C.T.

Zeitschr. physiol. Chemie
12, 396 (1888)

Müller W.

Folgezustände der funktionellen Beanspruchung an den Gelenken und die Einflüsse gesteigerter Funktion auf Stützgewebe.
Jahreskurse für ärztliche Fortbildung
21, 29 (1930)

Müller W.

Experimentelle Untersuchungen über die Wirkung langdauernder Immobilisierung auf die Gelenke.
Zeitschrift für orthopädische Chirurgie

44, 478 (1924)

Müller W.

Experimentelle Untersuchungen über Druckusuren am Gelenkknorpel und ihre Beziehung zur Arthritis deformans.

Beiträge zur klinischen Chirurgie 131,
642 (1924)

P. Otte

Über das Wachstum der Gelenkknorpel
Dr. Alfred Hütting Verlag Heidelberg.
Theoretische und klinische Medizin in
Einzeldarstellungen.

Platt

Der Mukopolysaccharidstoffwechsel des
hyalinen Knorpels
S. 61 - 77

Radin E.L.

A comparison of the dynamic force transmitting properties of subchondral bone and articular cartilage.
Journal of Bone and Joint Surgery 52 A,
444 (1970)

Rauber

Elastizität und Festigkeit der Knochen
Leipzig 1876

Ranu H.S.

Rheological characteristics of articular
cartilage under tensile loads.

M. SC. Dissertation, University of Surrey
1967

Refior H.J.

Tierexperimentelle Untersuchungen zum Ver-
halten der Mikroarchitektur des hyalinen
Gelenkknorpels unter Druckbelastung.

Habilitation München 1973

Reiner M.

Rheologie in elementarer Darstellung.
München 1968.

Reiner M.

Rheology. Handbuch der Physik ed by
S. Flügge.

Berlin 1958, 6, 434

Rössler H.

Untersuchungen über die Struktur des
Gelenkknorpels als Voraussetzung für
seine funktionelle Leistungsfähigkeit.

Zeitschrift für Orthopädie 94, 595 (1961)

Salter R.B.

The effects of continuous compression
on living articular cartilage.

Journal of Bone and Joint Surgery 42 A,
31 (1960)

Schaffer J.

Trajektorielle Strukturen im Knorpel.
Verhandlungen der anatomischen Gesellschaft 25, 162 (1911)

Schaffer J.

Teil I: Zeitschr. Zool. 70, 109 (1901)

Teil II: ibidem. 80, 155 (1906)

Schallock G.

Untersuchungen zur Pathogenese von Auf-
brauchveränderungen an den knorpeligen
Anteilen des Kniegelenks.
Veröffentlichungen aus der Konstitutions-
und Wehrpathologie 11, H.49 1-68 (1941/42)

Schallock G.

Beitrag zur Frage der Entmischungszustän-
de in den Grundsubstanzen des Bindegewebes.
Die medizinische Welt 26, 12 (1957)

Schlomka G.

Über die Bedeutung der beruflichen Be-
lastung für die Entstehung der degenerati-
ven Gelenkleiden Teil I und II.

Zeitschrift für die gesamte innere Medizin
1953, Bd. 8, Nr. 10, 473

1954, Bd. 9, Nr. 19/20, 1031

Schlomka G.

Über die Bedeutung der beruflichen Belastung für die Entstehung der degenerativen Gelenkleiden.

Zeitschrift für die gesamte innere Medizin 10, 993 (1955)

Schmiedeberg Otto

Arch. Exper. pathologisch und pharmakol.
28-29. Leipzig 1891

Seedhom, Dowson, Wright

The load-bearing function of the
menisci: A preliminary study.

The knee joint; Proceedings of the
international congress

Rotterdam (1973) Seite 37

Simon W.H.

Wear properties of articular cartilage
in vitro.

Journal of Biomechanics 4, 379 (1971)

Sokoloff L.

Elasticity of aging cartilage.

Federation Proceedings 25, 1089 (1966)

Sokoloff L.

Elasticity of articular cartilage:

Effect of ions and viscous solutions.

Science 141, 1055 (1963)

Sokoloff L.

The Biology of Degenerative Joint
Disease

Chicago 1969

Sokoloff / Elmore

Nature of "imperfect" elasticity
of articular cartilage.

Journal of appl. Physiologie 18,
393 (1963)

Sokoloff L.

Movement and composition of inter-
stitial fluid of cartilage.

Arthritis and Rheumatism 8, 481 (1965)

Sokoloff L.

Experimental obesity and osteoarthritis.

American Journal of Physiologie 198,
765 (1960)

Sokoloff L.

Degenerative Joint Disease in the
laboratory rat.

Archives of Pathology 62, 140 (1956)

Steindler A.

Kinesiologie of the human body

2ND. Printing 1964 p. 35

Thomas Springfield, Illinois

Tillmanns H.

Archiv Mikrosk. Anat. 10, 401 (1874)

Trias A.

Effect of persistant pressure on the
articular cartilage.

Journal of Bone and Joint Surgery 43 B,
376 (1961)

Triépel H.

Materialverbrauch bei funktioneller
Anpassung.

Archiv für Entwicklungsmechanik 30,
162 (1910)

Triepel H.

Einführung in die physikalische Anato-
mie. Wiesbaden 1908

Trueta J.

Osteo-Arthritis; An Approach to Surgical
Treatment.

Lancet, i, 585 (1956)

Viidik A.

Influence of postmortal storage on
tensile strength characteristics
and histology of rabbit ligaments.

Acta orthopædica Scandinavica 79 (1965)

Viidik A.

A rheological model for uncalcified
parallel-fibred collagenous tissue.

Journal of Biomechanics 1, 3 (1968)

Walcher K. / Stürz H.

Führt Immobilisation und dosierte
Druckbelastung eines Gelenkes im Tier-
versuch zum knöchernen Durchbau?

Arch. orthop. Unfall-Chir. 71,

216-247 (1971)

Walcher K.

Knorpelveränderungen nach absoluter
Immobilisation und dosierter Druckbe-
lastung.

Z. Orthop. 110, 964-967 (1972)

Wegner W.

Zur Bio-Rheologie des Epiphysen- und
Gelenkknorpels bei Tieren.

Vortrag auf der 7. Wiss. Konferenz d.
gesamt. dt. Naturforscher und Ärzte.

Bad Nenndorf 10.-12.1. 1974

Werner O.H.

Die Dicke des menschlichen Gelenkknorpels:

Dissertation, Berlin 1897

Wertheim M.G.

Mémoire sur l' elasticité et la cohésion
des principaux tissus du corps humain.
Annales de Chimie et de Physique 1847
3. Serie, Vol 21, S. 385

Zarek J.M. / Edwards J.

Dynamic considerations of the human
skeletal system.
Biomechanics and relatet Bioengineering
Topics ed. Kenedi
Glasgow 187 (1964)

Zarek J.M.

The stress-structure relationship in articular
cartilage.
Medical Elactronics and Biological
Engineering 1, 497 (1963)

Zarek J.M.

A note on the stress-structure relationship
in articular cartilage.
Medical Elactronics and Biological
Engineering 3, 449 (1965)

Zarek J.M.

Dynamic considerations in Load bearing
bones with special Reference to Osteosyn-
thesis and Articular cartilage.

Studies on the anatomy and function of Bone
and Joints.

ed. by F.G. Evans Berlin 1966, 40-51

N a c h w o r t

Für den Anstoß zur vorliegenden Arbeit, die freundliche Unterstützung durch ständige Anregung und Förderung möchte ich mich in besonderem Maße bei Herrn Privatdozent Dr. H.J. REFIOR bedanken.

Auch bei Herrn Dipl.-Ing. UNGETÜM, der mir bei allen technischen Fragen mit Rat und Tat zur Seite stand, bedanke ich mich recht herzlich.

Für die freundliche Überlassung der für die Versuche notwendigen technischen Geräte gilt mein Dank der Firma SIEMENS.

Max Roth

8068 Pfaffenhofen

Herzog Ernst Str.5

Pfaffenhofen, den 17.6.75

LEBENS LAUF

Ich, Max Herbert Roth geboren am 19.7.1945 in Neuburg an der Donau als Sohn des Ingenieurs Max Roth und seiner Ehefrau Wallburga geb. Regnat, habe nach Besuch der Volksschule und der höheren Schule in Traunstein im Juli 1967 mein Abitur im Landschulheim Schloß Ising am Chiemsee bestanden. Im Wintersemester 67/68 habe ich mit dem Studium der Humanmedizin an der Universität München begonnen. Das medizinische Staatsexamen habe ich im Dezember 1973 ebenfalls an der Universität München abgelegt. Nach Ableistung der Medizinalassistentenzeit habe ich meine Approbation als Arzt im März 1975 erhalten und befinde mich derzeit in der Facharzt-ausbildung.

Max Roth

